

Untersuchungen an prothesenähnlichen
Kunststoff-, Stahl-, Chrom- Kobalt- und Edelmetall-
Legierungsprüfkörpern
auf Biegefähigkeit
mittels des Dehnungsmeßstreifens

H. Steiger

1957

Aus der Prothetischen Abteilung
- Vorstand: Professor Dr. H. van T h i e l -
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
Direktor: Professor Dr. Dr. J. H e i s s

UNTERSUCHUNGEN AN PROTHESENÄHNLICHEN
KUNSTSTOFF-, STAHL-, CHROM - KOBALT- UND EDELMETALL-
LEGIERUNGSPRÜFKÖRPERN
AUF BIEGEFÄHIGKEIT
MITTELS DES DEHNUNGSMESSTREIFENS

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfasst und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der
Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Hans S t e i g e r
aus M ü n c h e n

München 1957

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München

Dekan: Professor Dr. W. Bickenbach

Referent: Professor Dr. H. v. Thiel

Tag der mündlichen Prüfung: 21. V. 1957

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

Meinen lieben Eltern

in Dankbarkeit gewidmet

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1



RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1

RECEIVED
STANDARD FORM NO. 1



DISPOSITION

=====

Teil: Der Kunststoff als zahnärztlicher Behandlungsmittel:

- A) Geschichtliche Entwicklung der zahnärztlich verwendeten Kunststoffe.
- B) Die chemisch - physikalischen Grundlagen.

Teil: Werkstoffprüfungen der Prothesenwerkstoffe, hauptsächlich von Paladon.

- A) Anforderungen an die Prothesenwerkstoffe.
- B) Verschiedene Werkstoffprüfungen:
 - a. 1) Über die Festigkeit der Prothesenwerkstoffe unter normaler Kaubeanspruchung.
 - 2) Die Belastung einer Zahnprothese im Mund.
 - b. Versuche über die statische Biegefestigkeit (Dauerschwellbelastung und Maximalbelastung).
 - c. Versuche über die Zugfestigkeit, über die Adhäsionskraft des Kunststoffes an Metall, über die Härte von Prothesenstoffen.
 - d. Versuche über Wasser-Absorption und Löslichkeit.
 - e. Versuche über das Formverhalten von Prothesen.
 - f. Das Verhalten der Kunststoffe zu den Geweben.

I. Teil: Untersuchungen an prothesenähnlichen Kunststoff-, Stahl-, Chrom- Kobalt- und Edelmetalllegierung-Prüfkörpern auf Biegefähigkeit mittels des Dehnungsmeßstreifens.

- A). Herstellung der Prüfkörper.
- B) Der Dehnungsmeßstreifen und seine Verwendungstechnik.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

C) Die elektrische Meßvorrichtung:

1. Das Netzanschlußgerät
2. Der Lichtpunktlinienschreiber
3. Die Meßbrücke

D) Apparatur zur Durchführung der Durchbiegung eines Prüfkörpers bei Belastung.

E) Ergebnisse bei der Untersuchung der Biegefähigkeit von:

a) prothesenähnlich geformten Paladon-Prüfkörpern;

1. Versuchsreihe: Abhängigkeit der Biegefähigkeit von der Dicke.
2. Versuchsreihe: Biegefähigkeit eines Prüfkörpers mit Randverstärkung.
3. Versuchsreihe: Rückstellungsvermögen des Kunststoffes bei Entlastung.

b) prothesenähnlich geformten Prüfkörpern aus Stahl-, Chrom-Kobalt- und Edelmetalllegierungen;

4. Versuchsreihe: Biegefähigkeit und Rückstellungsvermögen bei:

- aa) BH_3 -Prüfkörpern,
- bb) Remanit-Prüfkörpern ohne und mit Verstärkung
- cc) Wipla-Prüfkörpern,
- dd) Wisil-Gußprüfkörpern.

5. Versuchsreihe: Biegefähigkeit und Rückstellungsvermögen bei Platigo-Prüfkörpern.

c) Vergleich zwischen Prüfkörpern und ganzen Prothesen.

6. Versuchsreihe:

- aa) BH_3 -OK-Stahlprothese, geprägt.
- bb) Wipla-Stahlplatte, geprägt und gedoppelt.

V. Teil: Zusammenfassung.

I. Der Kunststoff als zahnärztlicher Behandlungsstoff.

Wissenschaften, wie die Zahnheilkunde, die in der Praxis verankert sind, müssen ihre Folgerichtigkeit nicht nur mit Theorien beweisen, sondern sind auf Versuche und Erfahrungen bei ihren praktischen Ausführungen angewiesen. In dem Sinne einer ständigen Rivalität zwischen Theorie und Praxis, die sich gegenseitig antreiben und befruchten, möge diese Arbeit, die im II. Teil den jetzigen Stand der verschiedenen Prüfungsverfahren zahnärztlicher Kunststoffe und im III. Teil eine Untersuchungsreihe an prothesenähnlichen Kunststoff- und Stahlkörpern auf Biegefähigkeit mittels des Dehnungsmeßstreifens behandelt, zum Fortschritt beitragen.

A) Die geschichtliche Entwicklung der zahnärztlich verwendeten Kunststoffe.

Waren bis 1933 Kautschuk, Metall und Porzellan die hauptsächlich verwendeten Materialien, -- die Austauschstoffe Zelluloid und Zellon sind infolge der damit auftretenden Mißerfolge bald wieder in Vergessenheit geraten --, so leitete anfangs der 30-iger Jahre die schnelle Entwicklung der Kunststoffe für die Zahnheilkunde eine völlig neue Ära ein.

Das Wort "Kunststoff" hat sich eingeführt als allgemein verständliche und zweckmäßige Abkürzung des Begriffes "künstlich, d.h. durch chemische Umsetzung hergestellte organische Werkstoffe". Der deutsche Normenausschuß schlägt ausgehend von chemischen Voraussetzungen und in Anlehnung an fremdsprachige Kunststoffbenennungen wie "Plastics" (engl.), "Matières plastiques" (franz.) usw. den Gebrauch des Wortes "Plaste" vor und gibt dazu folgende Begriffsbestimmung: Plaste sind Materialien, deren wesentliche Bestandteile aus solchen makromolekularen organischen Verbindungen bestehen, die synthetisch oder durch Umwandlung von Naturprodukten entstehen. Sie sind in der Regel in der Verarbeitung unter bestimmten Bedingungen plastisch formbar oder plastisch geformt worden.

In einer langen Entwicklungszeit gelangte man von der Zellulose über Phenol-Formaldehyd (= Kondensationsprodukte) und Vinylharzen zu den heutigen Methakrylharzen (= Polymerisationsprodukte).

B) Die chemisch - physikalischen Grundlagen.

Ebenso wie der allgemeine Begriff "Kunststoff" eigentlich keine klare Definition ist, fehlt auch chemisch gesehen eine exakte Begriffsbestimmung. Das charakteristische Merkmal aller Kunststoffe ist die Makromolekularität. Diese makromolekularen Verbindungen zeichnen sich durch einen Feinbau aus, in dem zahlreiche Moleküle in Form von Ketten und Netzen angeordnet sind. Die Moleküle sind entweder linear aneinandergelagert, man spricht dann von Faden- oder Kettenmolekülen, oder sie sind sphärisch aufgebaut, die man als Kugelmoleküle bezeichnet. Die linear verbundenen Moleküle können aber auch untereinander durch Querverbindungen zu einem sphärischen Molekül vernetzt werden, wie z.B. bei der Vulkanisation des Kautschuks, wo ebenfalls durch die chemische Bindung des Schwefels die linearen Ketten untereinander zu einem sphärischen Kugelmolekül verbunden werden. Die Kettenlänge der einzelnen Fadenmoleküle ist für viele Eigenschaften von großer Bedeutung. So finden wir z.B. bei sehr langen Ketten eine verminderte Sprödigkeit und eine vergrößerte Wärmefestigkeit des Werkstoffes.

Die Verbindungen, deren Kettengliederzahl mehr als 1000 Atome beträgt, bezeichnet man also als "makromolekular". So nennt S t a u d i n g e r die Kunststoffe im chemisch-physikalischen Sinne makromolekulare Eukolloide. Diese entstehen aus niederen Bausteinen durch den chemischen Vorgang der Polykondensation und Polymerisation. Bei der Polykondensation handelt es sich um den Zusammenschluß (= im Sinne einer Verdichtung) von Molekülen niedermolekularer Ausgangsstoffe unter Wasseraustritt, d.h. jeweils zwei Monomere wachsen unter Wasseraustritt zu einem primären Zwischenprodukt zusammen, das dann zur Kettenbildung gelangt. Bei der Kondensation werden also die Komponenten unter Bildung einzelner, isolierbarer Zwischenprodukte und unter Abscheidung einfacher Verbindungen wie Wasser, Alkohol, Salzsäure usw. zu einem neuen Stoff zusammengeschweißt. Nach H o u w i n k muß dieser Prozeß mit Gleichgewichtsreaktion bezeichnet werden, da der Bindungsablauf abhängig ist von der sofortigen Beseitigung des entstehenden Nebenproduktes. Die Besonderheit, daß die entstehenden festen Stoffe die Fähigkeit reversibler Thermoplastizität verloren haben, macht diese Stoffe im allgemeinen für die Verwendung als zahnärztliche Werkstoffe ungeeignet. Durch Polykondensation ent-

stehen die sogenannten Kunstharze. Der Belgier B a e k e l a n d war der erste, der durch Kondensation von Phenol mit Formaldehyd das Kunstharz Bakelit darstellte. Die durch die Phenol-Formaldehyd-Kondensation hergestellten Stoffe heißen auch Phenoplasten im Gegensatz zu den durch Kondensation von Harnstoff mit Formaldehyd entstandenen Aminoplasten.

Für die Zahnheilkunde kommen in der Hauptsache solche Kunststoffe in Frage, die durch Polymerisation entstanden sind. Sie sind thermoplastisch reversibel, dies bedeutet, daß sie bei jedesmaligem Erwärmen weich und formbar, bei dem darauffolgenden Erkalten wieder fest werden. Im Gegensatz zur Polykondensation tritt bei der Polymerisation keine chemische Nebenreaktion ein. Bei der Polymerisation, die nichts anderes bedeutet als der Aufbau großer Molekularverbände durch einfaches Aneinanderlagern der Monomere, geschieht also die Reaktion der Anlagerung ohne Bildung eines Zwischenproduktes und ohne Austritt von einfachen Verbindungen. Die Möglichkeit dazu geben die den Monomeren innewohnenden, nicht gesättigten, aktivierbaren Bindungsenergien (U h l i g). Bei dem Vorgang der Polymerisation entstehen ebenfalls kettenförmige Makromoleküle, die sich aber auch noch untereinander binden können, so daß eine Art Vernetzung eintritt. Hierdurch werden neue physikalische und chemische Eigenschaften bedingt.

U h l i g teilt den Ablauf der Polymerisation in drei Phasen ein:

1. Die Startreaktion. "Sie ist meist ein endothermer Prozeß, bei dem die zugeführte Wärme das 'Aufklappen' der vorliegenden Doppelverbindungen veranlaßt."
2. Die Wachstumsreaktion. Hierbei kommt es zur Bildung von Molekülketten.
3. Die Abbruchreaktion. Erst in der 3. Phase wird das bei der Startreaktion angeregte 'Radikal', das zum 'Makroradikal' geworden ist, durch Verlust seiner Angriffsenergie zum Makromolekül.

Katalysatoren und Inhibitoren.

Zur Beeinflussung der geschilderten Teilreaktionen im Sinne einer Beschleunigung oder einer Unterbrechung benützt man Katalysatoren oder Inhibitoren. Katalysatoren (Peroxyde, Haloidsalze, Basen, Säuren, freie Radikale, Luftsauerstoff, ultraviolettes Licht), die unverbraucht aus der Reaktion hervorgehen, bezeichnen wir als echte Katalysatoren. Neben diesen gibt es auch solche, die als Beschleuniger wirksam sind, die sich aber während der Kettenbildung verbrauchen. Stoffe, die den Ablauf der Reaktion unterbrechen bzw. verhindern, nennen wir Inhibitoren (Hydrochinon, Resorzin, Brenzkatechin usw.). -- U h l i g spricht dabei von "Zügel" (= Inhibitor) und "Peitsche" (= Katalysator), mit deren Hilfe man den Ablauf der Kettenreaktion in gewünschter Weise steuern kann.

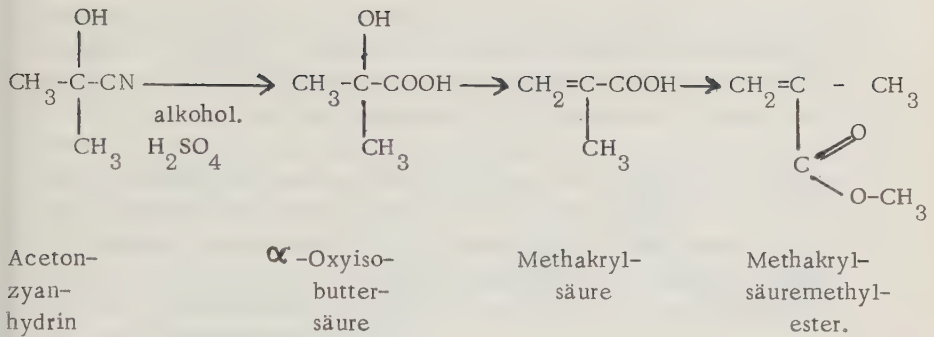
Der Polymethakrylsäuremethylester.

Er ist bekannt unter dem Namen 'Plexiglas' und wurde zuerst in Deutschland chemisch dargestellt. Der polymere Akrylsäuremethylester wurde zum ersten Mal 1880 von v. K a h l b a u m beschrieben. R ö h m und v. P e c h m a n n leiteten um die Jahrhundertwende die Akrylharze ab. Den Polymethakrylsäureester beschrieb W. B a u - e r 1928 erstmalig.

Chemische Darstellung :

Der Polymethakrylsäuremethylester ist ein Polymerisat. Seine Ausgangsstoffe sind Kohle und Kalk. Aus ihnen gewinnt man den monomeren Grundstoff als eine helle, scharf riechende Flüssigkeit, die ihren Siedepunkt bei $100,3^{\circ}\text{C}$ bei 760 mmHg hat.

Umwandlung von Acetonzyanhydrin in Methakrylsäuremethylester:
(Nach B a u e r : Zyanhydrinsynthese).



In der Strukturformel $\text{CH}_2 = \text{C}(\text{CH}_3) - \text{COOCH}_3$ stellt die Doppelbindung den Molekülkomplex als ungesättigten Kohlenwasserstoff dar (= das Zeichen eines labilen Zustandes seiner Bindungsenergie). Durch Wärme oder Katalysatoren usw. geben die Einzelmoleküle ihre interne Doppelbindung auf und vereinigen sich über die vorher beschriebenen drei Stadien zu langen Ketten.

Durch diese Zusammenlagerung der Grundmoleküle wird infolge des Verlustes ihrer Bewegungsfreiheit aus dem flüssigen ein fester Stoff. Die Einzelmoleküle rücken näher aneinander und verursachen dadurch einen sichtbaren Volumverlust.

Verarbeitungsformen der Methakrylate in der Zahnheilkunde.

Thermoplastisch:

Die Thermoplastizität, d.h. die Fähigkeit, bei Erwärmung auf bestimmte Temperaturen plastisch und damit verformbar zu werden und ihre neue Gestalt nach dem Erkalten beizubehalten, wird aus der Anordnung der regellos gelagerten, fadenförmigen Makromoleküle (Wattebauschstruktur) abgeleitet.

Die ersten thermoplastischen Werkstoffe waren im Jahre 1931 aus Plexiglas: das Heliodon, gepreßt aus industriell hergestelltem Blockpolymerisat (= sog. Halbzeug), und das Gingivist in vorgepreßten Platten. Jedoch bereitete das Verarbeiten dieser Rohmaterialien Schwierigkeiten; teils konnten die angelieferten dicken Platten nicht völlig gleichmäßig durchwärmt werden, teils benötigte man infolge der Zähigkeit des verformbar gewordenen Materials einen sehr hohen Druck, der nicht selten die Gipsform oder die künstlichen Zähne zerstörte. Die Weiterentwicklung brachte dann den Werkstoff als scholliges Granulat und in puderkörniger Form (= Hewodont), was verarbeitungsmäßig eine Erleichterung bedeutete.

Nach Einführung des Suspensionspolymerisationsverfahrens lieferte man den Werkstoff auch perlformig, was aber wegen des relativ kleinen Molekulargewichtes dieser Perlen und des daraus resultierenden geringen intermolekularen Zusammenhaltes (van der Waal'sche Kräfte) und wegen der inhomogenen Beschaffenheit nicht als Fortschritt bezeichnet werden kann.

C h e m o p l a s t i s c h :

Die relativ umständliche und an Spezialgeräte gebundene thermoplastische Arbeitsweise drängte nach einer Vereinfachung. So entwickelten R o t h und S c h n e b e l 1936 in Verbindung mit dem Werkstoff P a l a d o n, gestützt auf ein Patent B a u e r s (1935), das sogenannte chemoplastische Verfahren. Dabei wird die Polymerisation des Monomeren durch Zugabe von Polymer erleichtert. Der Vorteil besteht darin, daß ohne jeden Aufwand die zur Verformung gewünschte Plastizität in kaltem Zustand erreicht wird, und zwar mit Hilfe der monomeren Flüssigkeit, die als Plastifikator dient. U h l i g beschreibt den chemisch-physikalischen Vorgang so:

1. Phase: Versetzt man Perlpolymerisate mit Monomerem, so tritt das Monomer zwischen die Kugeln, verdrängt die dort befindliche Luft und umfließt die Perlen.

2. Phase: Dabei kommt die Flüssigkeit in Berührung mit den kristallinen Beschleunigersubstanzen bzw. Katalysatoren und den Farbstoffen, löst dieselben oder nimmt sie in feiner Verteilung in sich auf.
3. Phase: Gleichzeitig dringt Monomeres in die Kugeloberflächen ein, bringt sie zum Quellen und zur allmählichen Lösung. Das bedeutet, daß die oberen Schichten entsprechend der Einwirkungszeit und Menge der flüssigen Substanz plastisch werden. Die Kugelzentren bleiben davon unberührt, da gleichsam eine umgekehrte Lösung, nämlich der Flüssigkeit in der festen Masse der Perlen stattfindet, und sich der Plastifizierungsvorgang damit selbst begrenzt. In diesem Zustand zieht das Gemisch Fäden.

II. Werkstoffprüfungen der Prothesenwerkstoffe, hauptsächlich bei Paladon.

Dem "roten Werkstoff" wird als Therapeutikum im mandibulo-maxillären Apparat (W i l d), der einen vitalen Organkomplex darstellt, die Aufgabe zuteil, lebendiges Gewebe zu "ersetzen", bzw. darin eingelagert, zu funktionieren. Daß sich von der ungeheueren Zahl der synthetischen Kunststoffe nur sehr wenige für den speziellen Zweck einer Zahnprothese eignen, beruht darauf, daß im Vergleich zu irgendeinem technischen Stoff an ein Zahnprothesenmaterial besonders hohe Anforderungen gestellt werden. So faßt B a u e r diese Forderungen wie folgt zusammen:

1. Ausreichende Festigkeit bei normaler Kaubeanspruchung unter Berücksichtigung der Problematik der jeweils gegebenen Prothesenlagerverhältnisse.
2. Völlige Geruch- und Geschmacklosigkeit.
3. Ausreichende Formbeständigkeit gegenüber Wärmeeinwirkung.
4. Völlige Farbbeständigkeit.
5. Völlige Unschädlichkeit für die Schleimhaut.
6. Völlige Porenfreiheit.
7. Geringe Wasserabsorption.
8. Leichte Verarbeitbarkeit, Polierfähigkeit und Reinigungsmöglichkeit.

Daraus ersieht man, daß zur Beurteilung von zahnärztlichen Werkstoffen, die für längere Zeit als Dauerwerkstoffe bzw. als "Behandlungstoffe" (nach S p r e n g) -- im Gegensatz zu den temporären Werkstoffen -- in die Mundhöhle gelegt werden, sowohl deren physikalische und chemische Eigenschaften als auch die verschiedenen Einflüsse, die von der Mundhöhle aus auf sie einwirken, getrennt in Betracht gezogen werden müssen. Außerdem ist zu berücksichtigen, daß in der Mundhöhle bei der mechanischen Bean-

spruchung des Werkstoffes Perioden der Abnützung und Ermüdung durch rhythmische Kau- und Sprecharbeit mit Perioden der Ruhe abwechseln.

B) Verschiedene Werkstoffprüfungen unter Berücksichtigung
verschiedener Gesichtspunkte.

a) Über die Festigkeit der Prothesenwerkstoffe unter normaler Kau-
beanspruchung:

Die Prothese ist im Mund auf einer kongruenten Unterlage differenzierten Gewebes, dem sogenannten Prothesenlager, abgestützt. Dieses Widerlager ist aber kein konstantes, sondern es stellt ein vitales Fundament dar, das sich neben seiner ungleichmäßigen Nachgiebigkeit in dauernder Zustandsänderung befindet. Die histologischen Untersuchungen von Fr ö h l i c h und G a s s e r ergaben, daß Zahnprothesen die Schleimhaut in einer unphysiologischen Weise beanspruchen, auch wenn das Reaktionsvermögen des epithelialen, bindegewebigen und knöchernen Anteiles der Auflageflächen entsprechend dem individuellen biologischen Faktor (W i l d) verschieden ist. Diese Umbauvorgänge, jahrelang beobachtet, konnten mit Hilfe von Modellserien meßtechnisch bewertet oder nach dem klinischen Verhalten und den subjektiven Angaben der Patienten oder durch histologische Untersuchungen festgestellt werden. Man kann also physikalisch gesehen behaupten, daß der geformte Werkstoff im Kaugeschehen weniger einer Druck- als vielmehr einer Dauerbiegebeanspruchung wechselnder Größe unterworfen ist. Unter Festigkeit als entscheidende Eigenschaft des Prothesenwerkstoffes verstehen wir demnach in der Hauptsache eine genügende D a u e r b i e g e f e s t i g k e i t, die den Zusammenhalt der Prothese unter kaufunktioneller Beanspruchung zu sichern hat.

Die Belastung einer Zahnprothese im Mund :

Sind auch die in der Literatur angegebenen Kaukraftwerte sehr verschieden, (B o r e l l i 200 kg, B l a c k 100 - 500 kg,

F i c k durch Errechnung nach physiologischen Muskelquerschnitten 400 kg, W e t z e l 230 kg, H a b e r 350 kg, G ü n t h e r und G y s i 60 kg, T h o l u c k 70 kg, S c h r ö d e r 100 kg, U h l i g 35 - 75 kg von $I_1 - M_3$ ansteigend, für prothesentragende Kiefer 2/3.), -- daß in sehr vielen Fällen statt von Kaukraft stets von Kaudruck gesprochen wurde, was physikalisch nicht stimmt, sei nur am Rande erwähnt -- so ist man sich heute auf jeden Fall klar darüber, daß die Quetschkraft der Kiefer und Zähne bei geöffnetem Mund etwa die Hälfte kleiner ist als bei fast geschlossenem. Zahnärztlich verwendete Stoffe, die dieser Kraft ausgesetzt sind, sind demnach einer s c h w e l l e n d e n Belastung unterworfen.

Bevor die einzelnen Methoden der Werkstoffprüfungen beschrieben werden, soll noch in diesem Zusammenhang auf einen wesentlichen Faktor hingewiesen werden, nämlich auf den Einfluß der Form auf die Dauerbiegefestigkeit. Bei allen Materialuntersuchungen wurden bisher stets gleichmäßig geformte Prüfstücke verwendet. Unsere Prothesen sind aber im Gegensatz dazu sehr komplizierte Formkörper, welche die verschiedensten Querschnitte aufweisen, bedingt durch das Schleimhautrelief mit Vertiefungen und Erhebungen und durch beträchtliche Verdickung dort, wo verlorengegangenes Gewebe auch in räumlicher Beziehung ersetzt werden soll.

b) Die statische Biegefestigkeit.

Von den mechanischen Eigenschaften ist die Biegefestigkeit eines Prothesenwerkstoffes wichtig, weil die Prothesen im Munde während der Kauarbeit stets auf Durchbiegung beansprucht werden.

Die Dental Research Section des National Bureau of Standards in Washington (USA) hat zu diesem Zweck bereits 1941 einen Prüfapparat verwendet und beschrieben, mit dem Werkstoffproben (65 x 10 x 2,5 mm) untersucht werden können. (Abb. 2 und 3).

Versuchsanordnung:

Das Prüfstück liegt auf einem U-förmigen Block; als Lager dienen zwei Rollen, die axial drehbar angeordnet sind (3; 4), wodurch bei fortschreitender Durchbiegung des Plättchens das Reibungsmoment weitgehendst berücksichtigt wird. Die Belastung erfolgt in der Mitte des Prüfstückes durch eine Preßstange (7), die in einem Zwischenstück (8) geführt ist und mit einem Rundstab (6) (Durchmesser = 3,2 mm) auf das Probestück einwirkt.

Die Ausgangsbelastung beträgt 1500 g. Dann werden pro 1 Minute je 500 g zugegeben, indem man sie in Form von Wasser oder Sand oder Schrotkörnern in gleichmäßigem Strom während einer Minute in das Gewichtsgefäß (Abb. 3; (9)) fließen läßt. Die unter der Belastungssteigerung des Prüfstückes eintretenden Durchbiegungen werden auf ein Meßinstrument übertragen (Abb. 2; (10)), wo jeweils 30 sec nach beendeter Gewichtszugabe der Durchbiegungsbetrag abgelesen wird. Bei diesen Versuchen wurde die Gewichtszugabe, also die Belastung solange gesteigert, bis der Bruch eintrat. Diese Versuchsreihe wurde 1941 bei 37° C Luft im Brutschrank durchgeführt.

Die revidierte Specification Nr. 12 vom Juli 1951 verlangt die Prüfung in Wasser von 37° C, was den Mundverhältnissen besser entsprechen soll.

Ergebnisse: bei 37° C Lufttemperatur (Specif. Nr. 12/1941)

Belastung:	4 kg	6 kg
Durchbiegung:	2,6 mm (max)	3 - 8 mm

bei 37° C Wassertemperatur (Specif. Nr. 12/1951)

Belastung:	3,5 kg	5 kg
Durchbiegung:	1,8 mm (max)	2 - 5 mm.

A p p e n z e l l e r erhielt unter denselben Bedingungen folgende Resultate: (Abb. 3)

Belastung:	4 kg	6 kg
Durchbiegung:	2,3 mm	6,2 mm

Eine ähnliche Prüfungsmethode wurde in Europa mit dem Dynstat-Gerät von L. S c h o p p e r , Leipzig, entwickelt, das neben der statischen Biegefestigkeit (Abb. 4) noch die dynamische Biegefestigkeit (= Schlagfestigkeit) (Abb. 5) festzustellen gestattet.

G i t z e l m a n n gibt bei seinen Versuchen über die Durchbiegung von Prothesenstoffen in Wasser von 37⁰ C folgende Werte an: Bei der Belastung mit 3,5 kg erreicht S t e l l o n gerade das festgesetzte Maximum (= 1,8 mm), während die anderen 6 Stoffe seiner Untersuchungsreihe, darunter auch Paladon, dieses um maximal 0,3 mm überschreiten. Bei 5 kg Belastung zeigt sich, daß die Durchbiegungswerte aller Stoffe in den Grenzen zwischen dem geforderten Minimum und Maximum liegen.

G i t z e l m a n n konnte auch deutlich in seiner Versuchsreihe den Einfluß der nassen oder trockenen Aufbewahrung auf die statische Biegefestigkeit von Wärmepolymerisaten herausstellen: Die naß aufbewahrten und naß geprüften Prüfkörper aus Paladon besitzen bei 5,0 kg Belastung einen Durchbiegungswert von 4,8 mm, bei 5,5 kg Belastung tritt bei einer Durchbiegung von 6,8 mm der Bruch ein. Wir ersehen daraus, daß die Naßprüfung, welche den Mundverhältnissen genauer entspricht, schlechtere Werte ergibt als die unnatürliche Trockenprüfung.

Eine andere Frage in diesem Zusammenhang über die physikalischen Eigenschaften der hochpolymeren Stoffe beantwortet G i t z e l m a n n mit dem Molekulargewicht.

D o l d e r schreibt darüber, daß bei den hochmolekularen Stoffen, abgesehen von den atomaren Bindungsverhältnissen, die Größe und Form der Moleküle eine wichtige Rolle spielen.

U h l i g weist darauf hin, daß die Kettenlänge und ihre Verknäuelung bzw. Verfilzung bestimmend für die ursprüngliche Festigkeit der daraus entstehenden Körper sind.

H a e f e l i stellt fest: "Die mechanische Festigkeit von Polymerisationskunststoffen ist abhängig vom Molekulargewicht, d.h.

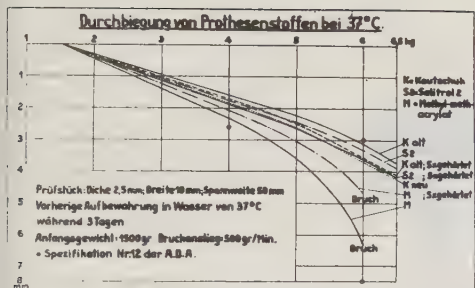


Abb. 1:

Graphische Darstellung der Durchbiegung von Prothesenstoffen bei 37°C nach Appenzeller.

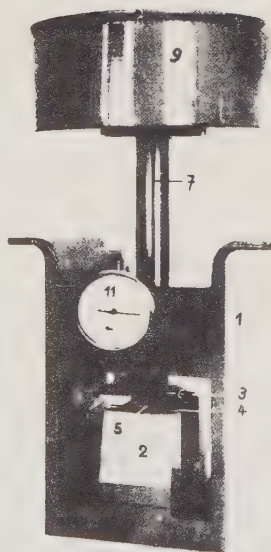
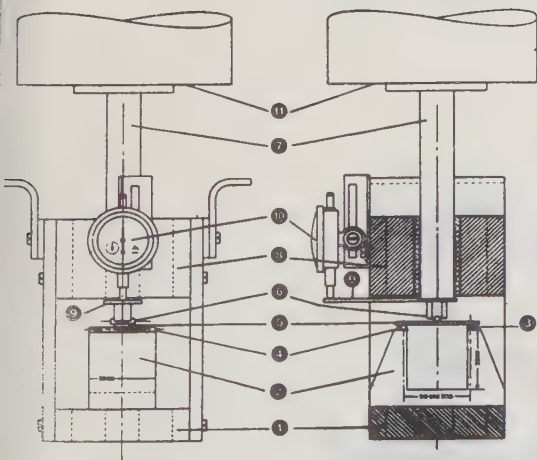


Abb. 2 u. 3: Apparat zur Messung der statischen Biegefestigkeit von Prothesenstoffen vom Bureau of Standards (USA) vorgeschrieben. (Aus Appenzeller: "Materialprüfungen an Zahnprothesenkunststoffen" SMfZ 56. 6, 1946)

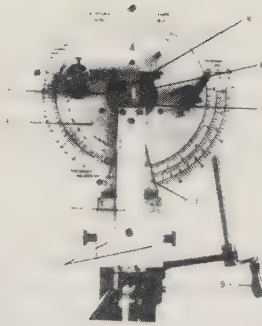


Abb. 4: "Dynstat" - Apparatur zur Prüfung der statischen Biegefestigkeit

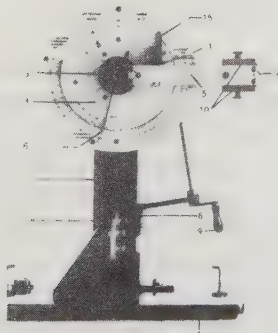


Abb. 5: "Dynstat" -Apparatur zur Prüfung der dynamischen Schlagbiegefestigkeit

(Aus Appenzeller: "Materialprüfungen an Zahnprothesenkunststoffen" SMfZ 56. 6, 1946).

vom Polymerisationsgrad. Je niedriger der Polymerisationsgrad ist, umso geringer ist die mechanische Festigkeit".

R i n k und T r o m l i t z wiesen nach, daß hohe Polymerisationszeiten und niedrige Polymerisationstemperaturen den Polymerisationsgrad und somit die physikalischen Eigenschaften steigern; des weiteren, daß eine Relation zwischen Biegefestigkeit und Höhe des Molekulargewichtes besteht: je größer das Molekulargewicht, desto größer die Biegefestigkeit.

T r o m l i t z sagt aber selbst, daß die Steigerung der mechanischen Festigkeitseigenschaften durch längeres Polymerisieren (10 - 17 Std.) bei niedriger Temperatur (60°C) nicht im Verhältnis zur aufgewendeten Zeit und verbrauchten Energie steht.

Dies beweisen auch seine Ergebnisse:

Polymerisationstemperatur:	100°C	Zeit (bis Bruch)	104 sec.
Polymerisationszeit:	60 Min	max. Gewicht (beim Bruch)	23,27 kg
Polymerisationstemperatur:	60°C	Zeit (bis Bruch)	117 sec.
Polymerisationszeit:	10 Std.	max. Gew. (beim Bruch)	26,48 kg

Der Unterschied der Materialqualität gegenüber mechanischen, chemischen und thermischen Einflüssen ist selbstverständlich, je nachdem ob es sich um ein 'homogenes' Blockpolymerisat oder ob es sich um ein 'heterogenes' Perlpolymerisat handelt. Bei einem homogenen Blockpolymerisat weisen dessen Splitter eine größere Oberfläche auf. Außerdem sind sie völlig frei von Luft- und Wassereinschlüssen. Im mikroskopischen Bild zeigen sich keinerlei Korngrenzen, was die Homogenität dieses Stoffes hervorhebt. Bei einem heterogenen Perlpolymerisat dagegen besteht jede einzelne Perle aus Gebieten unterschiedlicher Polymolekularität (H a e f e l i).

Wie bereits erwähnt, sind unsere Prothesenwerkstoffe im Munde eines Patienten nicht der Maximalbelastung bis zum Bruch ausgesetzt, sondern einer schwellenden Belastung. Wir sprechen demnach im Gegensatz zur Maximalbelastung von der Dauerschwellbelastung und verstehen darunter die Krafteinwirkungen auf ein Werkstück, die sich fortwährend zwischen

einer Ober- und Unterspannung verändern. Während die Richtung der Krafteinwirkungen dabei immer gleich bleibt, ändert sich die Kraftgröße stetig zwischen Null und einem Höchstwert. Der einmalige Wechsel zwischen der Ruhelage des Prüfkörpers und seiner Hauptbelastung wird als Lastwechsel bezeichnet (T r o m l i t z).

Für die Durchführung dieser Belastungsversuche, die also den Mundverhältnissen mehr entsprechen, wurde eine Prüfmaschineneinheit von K e i n e r näher beschrieben. Mittels Nocken wurde über eine Spiralfeder das zu prüfende Werkstück belastet. Dabei erzeugte der Nocken durch seine beiden ungleich großen Erhebungen bei einer Umdrehung zwei Impulse verschiedener Stärke, also zwei Lastwechsel pro Umdrehung. Die Kraftgröße richtet sich nach der jeweils benutzten Spiralfeder und Nocke.

U h l i g erhielt wiederum bei einer Polymerisationstemperatur von 60°C und einer Polymerisationszeit von 10 Std. die besten Ergebnisse, nämlich bis zu 10 000 Lastwechsel bei 11 und 13 kg Belastung.

M ü n z e r erzielte mit derselben Apparatur und mit Prüfkörpern von $50 \times 4 \times 4$ mm nachstehende Resultate:

10 000 Impulse bei 5,5 und 6,5 kg Belastung
10 000 Impulse bei 9,5 und 10,5 kg Belastung
10 000 Impulse bei 13,0 und 15,5 kg Belastung (Bruch !).

Bei allen von M ü n z e r untersuchten Kunststoffen stieg der Widerstand gegen eine rhythmische Dauerschwellbelastung mit zunehmendem Überdruck während der Polymerisation (3 - 5 atü). Vergleichsweise ergaben seine Versuche mit sieben Tage gewässerten Prüfkörpern eine wesentliche Verringerung der Dauerbiegefestigkeit (bis zu 50 %).

Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch T r o m l i t z mit der Prüfapparatur nach K e i n e r. Er hatte dabei die Nockeneinstellung so gewählt, daß pro Minute 115 Umdrehungen mit einem Lastwechsel von 11 und 13 kg die Prüfstücke ($50 \times 5,5 \times 5$ mm)

belasteten. Dabei zeigten sich folgende Resultate (in Mittelwert):

Poly'temp. +-zeit:	Impulse	in () Werte bei Max. Belastg.
100°C wd. 30 Min	6522 = 28,5 Min	(MaxGew. 21,2kg nach 78,5 sec)
100°C wd. 60 Min	7928,3 = 34,5 Min	(" " 23,27kg " 104 sec)
100°C wd. 10 Std	7028 = 30,6 Min	(" " 20,94kg " 94 sec)
60°C wd. 10 Std	9975,6 = 43 Min	(" " 26,48kg " 117 sec)

Mit anderen Worten: Bei der Dauerschwellbelastung liegen wie bei der Maximalbelastung die Werte der Kunststoffe mit langer Polymerisationszeit bei geringer Temperatur am höchsten.

c) Zugfestigkeit, Adhäsionskraft und Härte.

Ein weiteres Prüfgerät ist das nach "Amsler", mit dem die Zugfestigkeit ermittelt wird (Abb. 6). Nach A p p e n z e l l e r liefert diese Versuchsanordnung nur Vergleichswerte, weil einmal das Übertragungssystem während der Belastung einer geringen Deformation unterlag und zum andern kleinste Gleitbewegungen und Kompressionen der Prüfkörper Fehlerquellen ergaben.

A p p e n z e l l e r spricht bei dieser Versuchsreihe von einer ausgesprochenen "Proportionalitätszone mit reversibler Deformation", innerhalb der die Dehnung proportional zur Belastungszunahme verläuft, und von einer "irreversiblen Fließzone", in der die Kohäsion der Moleküle überwunden ist.

Eine andere Versuchsreihe von praktischer Bedeutung ist die Frage der Adhäsionskraft eines Prothesenstoffes an Metallen. Die Anfänge in dieser Richtung liegen schon sehr weit zurück, als G y s i nachgewiesen hat, daß Kautschuk infolge seiner Schrumpfung bei der Vulkanisation sich von der glatten Porzellanfläche abzieht, was zur Entwicklung der Crampons und Diatorics geführt hat. A p p e n z e l l e r beschreibt eine Versuchsanordnung, wo ein konischer Zapfen aus Messing von den Ausmaßen eines Zahnstumpfes mit Schulter in einer Küvettenhälfte eingebettet wurde, während der andere Teil aus Kunststoff anpolymerisiert wurde. Nach dem vorsichtigen Ausbetten wurde das Prüfstück ins "Amsler"-Zuggerät eingespannt und mit 0,3 kg/sec

ansteigend belastet, bis sich Metall und Kunststoffteil voneinander löst. Als Ergebnis konnte man ganz allgemein sehen, daß die Kunststoffe im Vergleich zu Kautschuk eine ausgesprochene Adhäsionskraft gegenüber Metallen besitzen.

Eine weitere, vor allem in der Metallkunde oft angewandte technische Werkstoffprüfung ist die Brinellhärteprüfung (Abb. 7). Die üblichen Meßmethoden können dabei aber nicht auf die Prothesenkunststoffe übertragen werden, da die Kunststoffe z.B. eine wesentlich größere elastische Verformung unter Belastung aufweisen als die Metalle.

Bemerkenswert sind dabei die unterschiedlichen Ergebnisse in Abhängigkeit von Umwelteinflüssen und von der Lagerung der Probestkörper.

Da bei dieser Prüfmethode nur die bleibende Verformung erfaßt werden kann, ist sie in der Hauptsache von werkstoffkundlichem Interesse. Die elastische Komponente, die nach der Entlastung den Kalottendurchmesser den Eindruckes verkleinert, kann bei Kunststoffen bis zu 30 % der Gesamtverformung ausmachen.

Die Ergebnisse der Härtebestimmung dürfen nicht in direkte Beziehung zur Abriebfestigkeit gebracht werden. Unter Härte verstehen wir den Widerstand, den die zu prüfende Werkstoffoberfläche an einem bestimmten Punkt einer senkrecht einwirkenden Kraft entgegensetzt. Selbstverständlich ist infolge der bereits vorher erwähnten verschiedenen Härtewerte der Kunststoffe durch die Umwelteinflüsse ihnen nicht dieselbe Bedeutung zuzumessen wie denjenigen von Metallen. So konnte in diesem Sinne Appenzeller an Patientenprothesen nachweisen, daß nach dreimonatiger Tragezeit der Prothesen eine Verringerung der anfänglich gemessenen Härte, bei Paladon um 8,4 %, sich ergeben hat.

Andere Verfahren zur Bestimmung der Härte des Kunststoffes sind die sogenannten Ritzhärteprüfungen nach Mertens und nach Hirschwald. Bei einem Ritzhärteprüfer nach Hirschwald wird der Prüfkörper

unter einer Diamantpyramide mit verschiedenen Gewichten belastet und mit einer Geschwindigkeit vom 3 mm/sec geritzt. Die Ritzbreite wird dann unter einem Mikroskop gemessen, was deshalb Schwierigkeiten bereitet, weil die eingeritzten Vertiefungen im relativ weichen Kunststoff leicht verschmieren und Ungenauigkeiten in der Messung veranlassen. Außerdem kennen wir noch die Messung der Schleifhärte nach A. R o s i w a l, wo die Menge des Schleifmittels abgewogen wird und die Messung der sogenannten Abriebhärte, über die O s t o j i c berichtete.

1) Die Wasser - Absorption und Löslichkeit.

Dieses Problem ist für die zahnärztliche Prothetik von besonderer Bedeutung, weil es sich beim Plattenersatz um Fremdkörper handelt, die ausgelehnte Schleimhautpartien bedecken. Die Prothese und damit auch der Prothesenbasisstoff dürfen den Organismus in keiner Weise schädigen. Die Löslichkeit der Prothesenstoffe muß deshalb auf ein Minimum beschränkt sein.

Die Prüfung der Löslichkeit muß in erster Linie vom biologischen Standpunkt aus gefordert werden. Außerdem ist die Wasseraufnahme von werkstoffkundlichem Interesse, weil, wie schon darauf hingewiesen, das eindringende Wasser verschiedene Werkstoffqualitäten verändern kann, wie Volumen- und Formveränderungen infolge innerer Spannungen.

Da die Prothesen in der Mundhöhle sich in einem andauernd feuchten Milieu befinden, interessiert die Frage, ob der Werkstoff Wasser aufnimmt und welche Folgen eine solche Wasseraufnahme hat.

So hat das National Bureau of Standards in Washington 1941/42 in der Specification Nr. 12 erstmals einen Sorptionstest ausgearbeitet. Dieser ausgesprochene Laboratoriumstest, bei dem das Prüfstück hinsichtlich Imbibition und Löslichkeit nur kurze Zeit beobachtet wurde, wurde 1951/53 abgeändert: Die Probestücke haben einen Durchmesser von 5 cm und eine Dicke von 0,5 mm. Diese werden, um sie wasserfrei und gewichtskonstant zu machen, zuerst gewogen, dann im Exsiccator mit wasserfreiem CaSO_4 während 24 Stunden bei 37°C ausgetrocknet. Darauf wird die Probe in einem weiten Thermostaten während einer Stunde auf 21°C abgekühlt und wieder gewogen. Dies wird sooft wiederholt, bis der Gewichtsverlust maximal 0,5mg

beträgt. Die so behandelten, gewichtskonstanten Prüfkörper werden dann während 24 Stunden im Thermostaten in Wasser von 37° C gelegt und darnach, 60 sec nach Entnahme aus dem Wasser, wieder gewogen. Die Wasserabsorption wird berechnet:

$$\frac{\text{Naßgewicht (mg)} - \text{Trockengewicht (mg)}}{\text{Oberfläche (cm}^2\text{)}} = \text{Absorption (mg/cm}^2\text{)}.$$

Als Forderung wurde aufgestellt, daß die Gewichtszunahme nicht mehr als 0,7 mg/cm² betragen darf.

Nach den Untersuchungen von G i t z e l m a n n ergab sich für das Paladon ein Mittelwert von 0,71 mg/cm², das sind 2,61 Gew.%. Eine weitere Versuchsreihe ergab, daß bei Isolation mit Zinnfolie keine Veränderung der Wasserabsorption eintritt, hingegen eine Erhöhung des spezifischen Gewichtes (= höherer Polymerisationsgrad) des Polymerisates erzielt wird.

Nach W e i k a r t beträgt die Expansion der Methakrylate in Wasser 0,7 - 1,1 Vol. %.

Nach S a n t o r i k erfolgt bei Kunststoffen die Gewichtszunahme durch Wasseraufnahme langsam. Durch diese Wasseraufnahme der Methakrylate, die zur Quellung des Werkstoffes führt, entstehen Spannungen, die sich zwangsläufig in einer mechanischen Schwächung äußern müssen.

S p r e n g schreibt über die Auflösungserscheinungen am Kunststoff folgendes: "Was die Löslichkeit makromolekularer Stoffe anbelangt, kann gesagt werden: die Löslichkeit nimmt mit steigender durchschnittlicher Molekülgröße und wachsendem Molekulargewicht ab. Faden- oder kettenförmiger Makromolekularaufbau führt eher zu löslichen Produkten als vernetzte oder gar kugelförmige Molekulargestalt." Man hat für lösliche Kunststoffe Durchschnittsmolekulargewichte bis zu einer Million gefunden.



Im "Kunststoffaschenbuch" findet sich eine Zusammenstellung über die chemische Beständigkeit der Polymethakrylsäureester. Danach sind diese beständig gegen Wasser, Laugen, verdünnte Säuren bis etwa 20 %, Benzin, Mineralöl, Terpentinöl, Pflanzenöl, Terpentin. Als Quell- oder Lösemittel -- Auflösungserscheinungen an Kunststoffen gehen fast immer Quellungserscheinungen voraus -- werden Alkohole, Ester, Ketone, Chlorwasserstoff, Benzol und verwandte Stoffe aufgeführt.

Versuche von Spreng zeigen neben der leichten mechanischen Angreifbarkeit mittels einer normalharten Zahnbürste und Zahnpasta Auflösung der oberflächlichen Struktur des Kunststoffes durch Arzneimittel und alkoholische Getränke bei schon kurzer Einwirkungsdauer. So ließ sich z.B. unter dem Einfluß von 45%igem Alkohol nach 36 Stunden Einwirkung ein sehr tiefer Angriff des Lösungsmittels, verbunden mit Quellungserscheinungen, feststellen. Noch deutlicher zeigten sich Zerstörungserscheinungen bei der Anwendung von Acidum trichloraceticum (Trichloressigsäure) oder von Spiritus aethereus (= Hoffmannstropfen) und besonders stark bei nur geringer Einwirkungsdauer von Chloroformdämpfen (z.B. bei Mischnarkosen) und Chloroform in ölicher oder spirituöser Lösung (bei Oleum chloroformi und bei Aqua chloroformi).

e) Über das Formverhalten von Prothesen.

Ganz anders ging Dolder 1943 in seinem angegebenen Meßverfahren vor, wo er neben der Härte und dem Gewicht (als Maß für die Wasserabsorption und Löslichkeit) mit seiner Meßapparatur die Formbeständigkeit an Patientenprothesen während einer durchschnittlichen Tragezeit von 5 Monaten untersuchte. Die Messungen über Formbeständigkeit wurden auf der Griffseite der Prothese vorgenommen, da hier eine Veränderung von größter funktioneller Bedeutung ist.

Als Basis des Meßsystems (Abb. 8a) dient die sagittale Medianebene mit dem Mittelpunkt M_1 . Durch M_1 verläuft senkrecht die mittlere Frontalebene. Parallel zu dieser gehen durch die vordere Kammpartie die vordere Frontalebene und durch die Tuberpartie die hintere Frontalebene. Auf diesen 4 Ebenen werden Meßpunkte fixiert, und zwar entsprechend Kammpunkte (F_1, M_4, M_5, T_4, T_5) und Randpunkte ($F_2, F_3, M_2, M_3, T_2, T_3$).

Die sagittale Medianebene mit den Kampfpunkten dient als Meßbasis. Der Punkt M_1 wird als Meßnullpunkt benützt, da er infolge seiner anatomischen Lage keiner direkten Krafteinwirkung ausgesetzt ist und demnach praktisch keine Lageveränderung aufweist (G r o ß).

Mit Hilfe eines besonderes Meßmikroskopes (Abb. 8 b) konnte die räumliche Lage der 13 Meßpunkte einer Oberkieferprothese festgehalten und nach beliebig langer Zeit nachgeprüft werden, was bei den Kunststoffprothesen eine Ausweitungserscheinung zeigte, die jedoch stets in sehr kleinen Grenzen blieb.

Auch M i e r s c h stellte fest, daß bei Prothesen, die in einem normalen Polymerisationsverfahren hergestellt wurden, nur eine sehr geringe Veränderung nach einer beliebigen Tragezeit hinsichtlich der Form eintritt.

f) Das Verhalten der Kunststoffe zu den Geweben.

S t r a c k berichtet über das unterschiedliche Verhalten von Kautschuk- und Kunststoffprothesen zur Mundschleimhaut. S t r a c k und F a l c k beobachteten Schleimhautreizungen und "oft eine brennende Rötung an der Innenseite der Oberlippe", sowie "eine eigenartige Trockenheit der Schleimhäute" unter Kunststoffprothesen. S t r a c k bringt diese Erscheinungen in Zusammenhang mit Einflüssen auf das vegetative Nervensystem und glaubt, daß Kunststoffe mehr das Bild einer "Sympathikotonie" (= herabgesetzte Speichelsekretion usw.) bewirken oder fördern können. Auch S p r e n g berichtet von solchen Erscheinungen wie von Rötungen, die zum weichen Gaumen auslaufen oder Rötung und schmerzhaft empfindliche Zungenspitze usw. Auf welche Vorgänge und wie sich solche zwischen dem Kunststoff und den Geweben abspielen, kann bis jetzt noch nicht sicher geklärt werden. Man dürfte der Lösung erst dann näher kommen, wenn klare Erkenntnisse über die Feinheiten der Reaktion zwischen Fremdstoffen im Munde und den Geweben, sowie Auswirkungen auf den Organismus errungen werden. In neu-

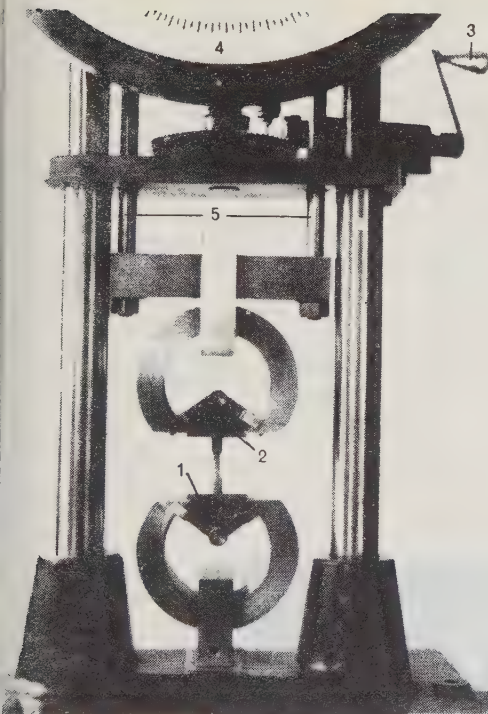


Abb. 6:

"Amsler"-Prüfgerät
zur Messung der
Zugfestigkeit.

(Aus Appenzeller:
"Materialprüfungen
an Zahnprothesen-
kunststoffen")



Abb. 7

Apparatur zur Härtemessung von Prothesenstoffen

Abb. 7: (nach Dolder)

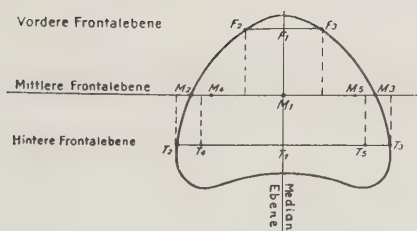


Abb. 8a: Meßsystem auf oberer totaler
Prothese
(nach Dolder)

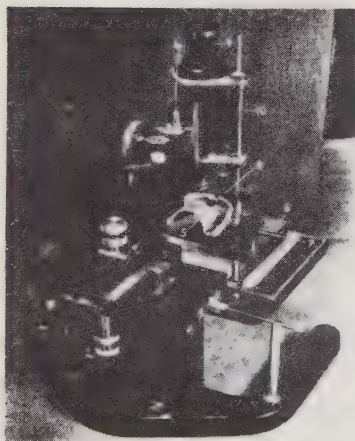


Abb. 8b: Meßmikroskop zur Formmessung
von Patientenprothesen
(nach Dolder)

er Zeit führte K u c k z.B. diese Reizerscheinungen auf die Farbzusätze im Kunststoff zurück.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß man heute mit Hilfe der mannigfaltigsten Prüfmethoden in der Lage ist, das Wesen des Kunststoffes, seine Reaktionen auf die verschiedensten Einflüsse und Einwirkungen und seine Maximalwerte zu erkennen und anzugeben. Der große Nachteil aller dieser Prüfungen liegt jedoch einerseits in der extraoralen Durchführung derselben, andererseits in der Form der Prüfkörper (Stangen- oder Plattenform); beides ist weder einer Zahnprothese als solcher noch ihrer Funktion im Mund gleichzusetzen.

Ein völlig neuer Weg hat sich mit der Einführung des Dehnungsmeßstreifens aufgetan. Auf Veranlassung von H. v a n T h i e l wurde der Dehnungsmeßstreifen für Materialuntersuchungen außerhalb des Mundes benutzt. Mit diesem Dehnungsmeßstreifen ist es uns aber nicht nur möglich, ausgesprochene extraorale Werkstoffprüfungen durchzuführen, sondern wir können vielmehr das Verhalten von Prothesen intraoral während ihrer Funktion kurvenmäßig aufzeichnen. Untersuchungen an zahlreichen Patienten, die gleichzeitig mit meinen Werkstoffprüfungen von H. v a n T h i e l und mir durchgeführt wurden, werden an anderer Stelle veröffentlicht werden. Deshalb soll diese Arbeit, die eine ausschließlich extraorale Werkstoffprüfung vergleichsweise an Paladon-, Stahl- und Goldprüfkörpern zum Ziele hat, als Vorläufer einer neuartigen, intraoralen Meßmethode von Zahnprothesen zu gelten haben.

III. Untersuchungen an prothesenähnlichen Kunststoff- und Stahlkörpern auf Biegefähigkeit mittels des Dehnungsmeßstreifens.

A) Herstellung und Vorbereitung der Prüfkörper:

Im Gegensatz zu den im II. Teil erwähnten Prüfungsmethoden, bei denen nur Proben in Platten- oder Stangenform Verwendung fanden, besitzen meine Prüfkörper eine prothesenähnliche Gestalt, die dem Ausschnitt einer Oberkiefer-Prothese im Molarenbereich gleichkommen soll.

Größenausmaße:	Breite =	2,2 cm
	Länge =	7,0 cm
	Dicke =	1,4 - 4,00 mm (beim Kunststoff)
		0,4 - 0,5 mm (beim Stahl)

Herstellung der Kunststoffprüfkörper:

Auf einer entsprechenden Gipsform wurde jeder Prüfkörper zuerst in Zinnfolie mit der gewünschten Stärke vorgeformt. Mußten mehrere Zinnfolien aufeinandergelegt werden, um eine bestimmte Dicke zu erreichen, wurde mit Hilfe eines Gegengusses und einer normalen Paladonpresse die Form solange gepreßt, bis unser "Schnell-taster" (Präzision = 0,025 mm) (Abb. 9) keine Unterschiede mehr anzeigte. Bereits dieser Arbeitsgang deutete die Schwierigkeiten an, um bei prothesenähnlich geformten Körpern gleichmäßige Stärken herstellen zu können. Diese so behandelte Zinnfolie wurde dann vorsichtig mit ihrer "Griffseite" auf eine weitere Zinnfolie von 0,1 mm Dicke, welche dieselbe Formung besaß, an den Seiten aber noch einige Fortsätze aufwies, gelegt und so reinen Moldano-Hartgips in einer Optima-Küvette eingebettet. Die untere Zinnfolie, die als Isolation den Boden der späteren Hohlform bildete, wurde mit ihren Fortsätzen im Gips verankert. Nach dem Gegenguß wurde die den Prüfkörper darstellende Zinnfolie entfernt, der Boden des Gegengusses mit einer 0,01 mm dicken Zinnfolie ausgelegt und mit rosa Paladon gestopft. Beim Einbetten mußte noch

darauf Rücksicht genommen werden, daß sich die Zinnfolie höchstens mit einem Drittel ihrer Stärke über die Gipsoberfläche erhob. Die Einbettung erfolgte möglichst im Zentrum der Küvette, damit das Prüfstück ringsum von einer gleich dicken Gipsschicht umgeben war, sodaß sich der Wärmeaustausch überall gleichmäßig abspielen konnte.

Von einer Eisen- oder Stahlform mit hochglanzpolierten Innenflächen als Spezialküvette wurde abgesehen, wenn auch G i t z e l m a n n bei seinen Vergleichsversuchen mit Gipseinbettung keinen Einfluß der Metalleinbettung auf das Material feststellen konnte, weil diese Methode als absolut praxisfremd zu bezeichnen ist.

Das Paladon wurde im Verhältnis von 3 : 1 bei einer Raumtemperatur von 20° C angeheizt. Nach einer unter völligem Luftabschluß vor sich gehenden Anquellzeit von 20 Minuten erfolgte in der Regel ein zweimaliges Probepressen, wobei der überschüssige Kunststoff entfernt wurde. Nach dem letzten Probepressen blieb die Küvette noch 20 Minuten unter Preßdruck stehen, um den Polymerisationsvorgang sehr langsam bereits bei Zimmertemperatur einzuleiten und um ein plötzliches Verdampfen von Monomerüberschuß zu vermeiden, was bei zu rasch einsetzender Polymerisation der Fall sein würde. Polymerisiert wurde nach der an unserer Klinik seit Jahren erprobten und bewährten Methode (Falck): handwarmes Wasser wird langsam auf 70° C erwärmt; diese Temperatur wird 1 Stunde gehalten, dann langsam auf 100° C gesteigert und ebenfalls 1 Stunde beibehalten. Die Abkühlung erfolgte bei jeder Versuchsplatte in demselben Wasser mindestens über 12 Stunden.

Nach dem vorsichtigen Ausbetten -- eine Form konnte 3 - 4 mal verwendet werden -- wurde eine Preßfahne von ca. 0,10 - 0,25 mm Dicke entfernt. Das Tückische an dieser Preßfahne war aber, daß sich der Prüfkörper nicht gleichmäßig an allen Stellen um diesen Betrag verstärkte, sondern daß an Stellen, auf die der Preßdruck schräg einwirkte, eine um ca. 0,05 - 0,25 mm große Verringerung der Dicke auftrat, während die Stellen, wo der Preßdruck senkrecht auftraf, um einen ähnlichen in ihrer Dicke stärker wurden. Dieselbe Erscheinung konnte ich bei 25 totalen Oberkiefer-Prothesen aus Paladon beobachten. Diese wurden von Studenten des Phantomkurses unserer Klinik angefertigt; die Wachmodelle wurden vor dem Einbetten mit dem Schnelltaster (siehe

Abb. 9) auf ihre Dicke gemessen und die Maße auf eine Zeichnung übertragen. Nach der Polymerisation wurden die Prothesen von mir ausgebettet und einer Kontrollmessung unterzogen. Ich berücksichtigte dabei nur den das Gaumendach bedeckenden Teil der Prothesen und benützte zum Vergleich mindestens 16 Meßpunkte.

Dieses "Dünnerwerden" mußte demnach bereits bei der Anfertigung der Prüfkörper in Zinnfolie berücksichtigt werden.

Da also trotz sorgfältigster Einbettung, Zinnfolienisolierung und mehrmaligem Probepressen keine konstant gleichmäßige Dicke der Versuchsplatten erzielt werden konnte, mußte noch solange mit Schmirgelpapier und Schnellaster gearbeitet werden, bis wenigstens eine Genauigkeit von $\pm 0,5$ mm erreicht war. Um eine zu große Wärmeentwicklung beim Beschleifen und um einen Substanzverlust zu vermeiden, durfte maschinell nur sehr langsam, zuletzt nur mit der Hand geschmirgelt werden. Poliert wurde anschließend mit einer weichen Ziegenhaarbürste und ausschließlich mit Schlammkreide. Bei rigoroserem Polieren mit Bimsstein, Filzkegel oder Schwabbelrad ließen sich bereits wieder merkliche Unterschiede in der Dicke nachmessen.

Abbildung 10 zeigt schematisch, wie jeder Paladonprüfkörper nach dem Polieren einer Messung unterzogen wurde, um die jeweils durchschnittliche Dicke feststellen zu können. Aus Abbildung 11 ersieht man deutlich den Grund für die verschiedene Stärke eines polymerisierten Prüfkörpers. Wird nämlich der Durchmesser der Hohlform vergrößert, verschiebt sich der Gegenguß nicht parallel zum Erstguß. Es entsteht eine Radiusverschiebung. Die schematische Form im Bild 11 paßt exakt bei 0 mm aufeinander. Schaffen wir aber einen Hohlraum mit dem Durchmesser von 3 mm, zeigt sich deutlich, wie an den Stellen, die der Preßdruck senkrecht trifft, der Durchmesser von 3mm bestehen bleibt, während wir an den schrägen Flächen eine Radiusverschiebung im Sinne einer Verkleinerung des Durchmessers erfahren. Würden wir also, um einen Paladonprüfkörper von 3 mm Stärke zu bekommen, nur eine 3 mm starke Zinnfolie zur Schaffung des Hohlraumes einlegen, würde das fertige Polymerisat lediglich an drei Stellen die gewünschte Dicke von 3 mm

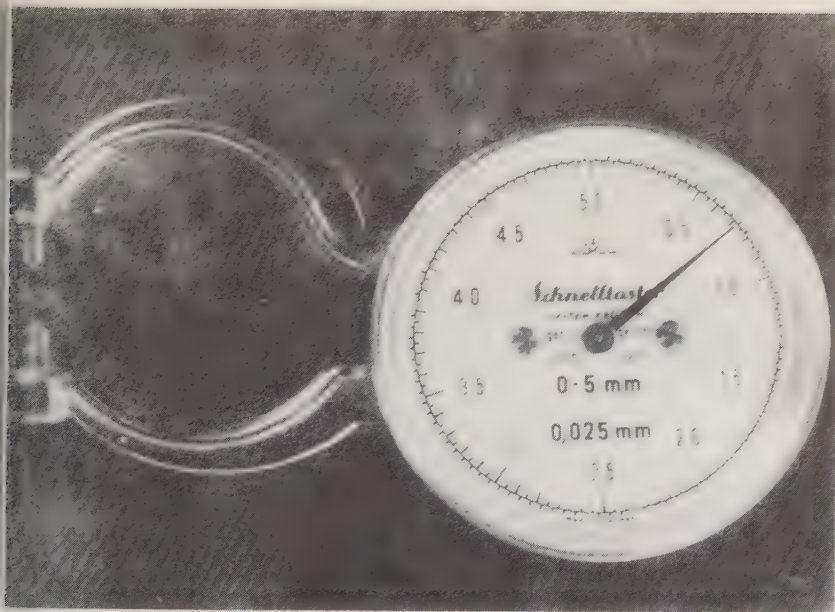


Abb. 9: Schnelltaster. (System Kröplin)

Unterschiedliche Dicke eines polierten Paladonprüfkörpers.

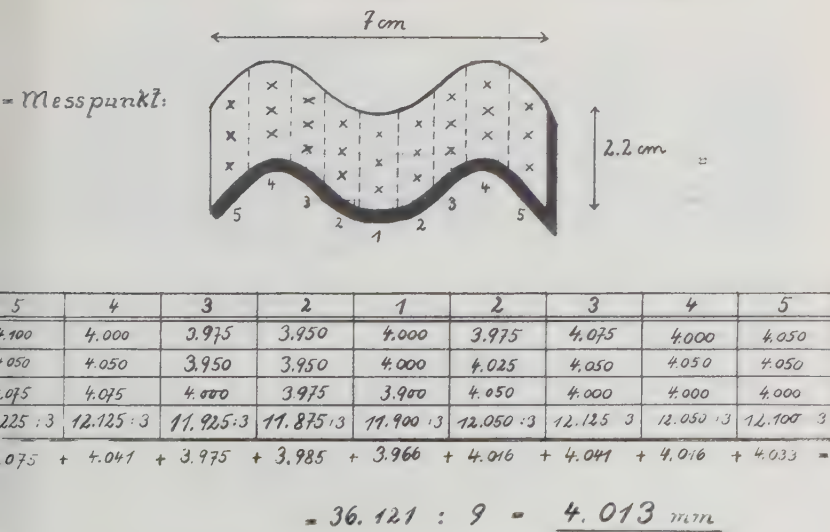


Abb. 10

Unterschiedliche Veränderung des Durchmessers
der Hohlform
infolge einer Radiusverschiebung

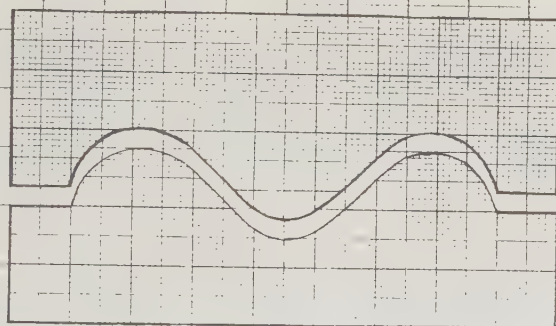


Abb. 11

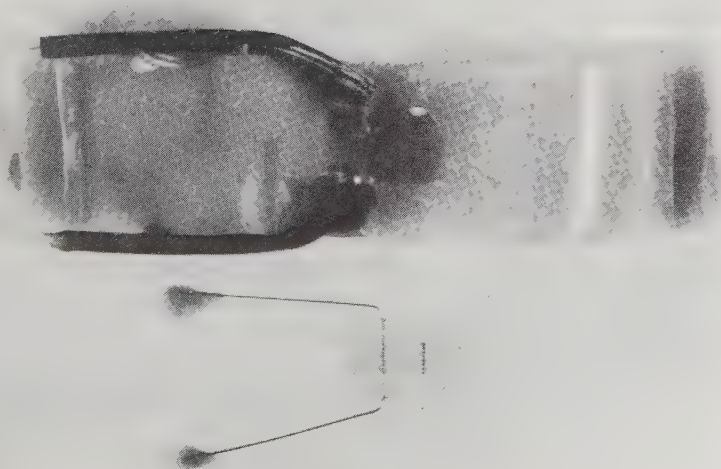


Abb. 12: Paladon-Prüfkörper mit aufgeklebtem Meßstreifen, festgewachsenen Kunststoffhosen und Zuleitungsdrähten. Darunter ein Tepic-Meßstreifen, Typ BL.

aufweisen, während die schrägen Flächen um den Betrag der Radiusverschiebung dünner ausfallen würden. Die wesentliche Rolle in praxi spielt dabei der Paladonüberschuß, den man trotz Zwischenpressen nie ganz entfernen kann, möchte man nicht Gefahr laufen, daß das Polymerisat porös wird. Würde man sich eines Nachpreßgerätes bedienen, müßte trotzdem für jede Dicke eine eigene Form geschaffen werden.

Herstellung der Prüfkörper aus Stahl und Platingo:

Die Prüfkörper aus Stahl und Platingo der später beschriebenen Versuchsreihen wurden im normalen Guß- oder Prägeverfahren hergestellt.

-.-.-.-.-

Ein weiterer Begriff in dem Thema dieser Arbeit ist die B i e g e f ä h i g k e i t . Wie im II. Teil bereits dargelegt, handelt es sich bei sämtlichen werkstoffkundlichen, ähnlichen Prüfungsmethoden um die Begriffe "Maximalbelastung" oder "Dauerschwellbelastung". Bei unserer Methode jedoch soll die Fähigkeit sich durchzubiegen, in Abhängigkeit von der Dicke der Prüfkörper, und das Verhalten bei und nach der Durchbiegung auseinandergesetzt werden. Daß sich, wenn es sich um zwei verschieden dicke Prüfkörper aus ein und demselben Material mit der gleichen Größenordnung und Formgebung handelt, das dünnere Prüfstück bei einer Biegebeanspruchung schneller und stärker durchbiegt, ist erklärlich. Interessant und aufschlußreich aber in jedem Fall ist m.E. die Methode, mit deren Hilfe man die verschiedene Biegefähigkeit bzw. das verschiedene Biegeverhalten eines Körpers, sei es nun in Abhängigkeit von der Dicke oder der Form des Körpers u.a.m., in Kurvendarstellung erklären kann. Denn wenn es sich bei meinen Versuchen auch nur um prothesenähnliche Prüfstücke handelt, so haben bereits Untersuchungen intraoral an Patientenprothesen gezeigt, wie sehr und wie mannigfaltig vor allen Dingen partielle Prothesen beim Kau- und Schluckakt auf Biegung bzw. Stauchung beansprucht werden und dementsprechend auf ihre Unterlage und ihre Verankerung im Restgebiß wirken müssen.

B) Der Dehnungsmeßstreifen und seine Verwendungstechnik.

Um nun diese Biegefähigkeit herausstellen zu können, bedienen wir uns der Dehnungsmeßstreifentechnik. Der Dehnungsmeßstreifen wurde im Jahre 1939 durch S i m m o n s und R u g e in die Technik eingeführt. Es handelt sich dabei um einen feinen Konstantandraht, eine Legierung aus Kupfer und Nickel, welcher in einen Kunststoff- oder auch Papierträger eingebaut ist. Nach der Entdeckung von Lord K e l v i n im Jahre 1856 entsteht in diesem Draht, wenn er als elektrischer Leiter fungiert, bei mechanischer Beanspruchung eine Widerstandsänderung. In der Technik wird dieses Phänomen insbesondere zur Messung von Gestaltsänderungen bei statisch oder dynamisch belasteten Körpern gemessen. So wird z.B. der Dehnungsmeßstreifen verwendet zu "Messungen von Stahlspannungen in Spanbetonbauten" (Dipl. Ing. G. MITTELMANN), um feststellen zu können, ob an der ungünstigsten Stelle einer derartigen Trägerkonstruktion noch die erforderliche Vorspannkraft vorhanden ist bzw. überhaupt erreicht werden kann. Andere Untersuchungsmethoden sind "Dehnungsmessungen in engen Bohrungen", wie sie BÜHLER und SCHREIBER beschreiben oder die "Festigkeitsuntersuchungen bei der Deutschen Bundesbahn vom Versuchsamt für Wagen" (Dipl. Phys. Ch. BETZHOLD) für die Beurteilung der Güte des Gleisoberbaues hinsichtlich der Auswirkungen der senkrechten Fahrzeuglasten auf die einzelnen Konstruktionselemente wie Schwellenschrauben u.s.w.

Bei unseren Untersuchungen über die Biegefähigkeit wird ein Dehnungsmeßstreifen -- wir verwenden den sogenannten T e p i c - Meßstreifen -- auf die Oberfläche des Prüfobjektes aufgeklebt. Auf dem Papierstreifen eines Lichtpunktlinienschreibers wird auf dem Wege über ein Netzanschlußgerät und eine Meßbrücke die infolge der Biegebeanspruchung auftretende Veränderung in Kurvendarstellung graphisch aufgezeichnet.

Der T e p i c (das Wort "Tepic = Tensopickup" ist als internationale Schutzmarke gesetzlich geschützt) als Dehnungsmeßstreifen (hergestellt von der Fa. Huggenberger, Schweiz) besteht

aus einer elektrisch-isolierenden, elastischen Kunststoffolie, in die eine Wicklung aus dünnem Draht als elektrischer Leiter eingebettet ist. Ein anderer Meßstreifen, hergestellt von den Philips-Werken in Holland, besteht aus einem Papierträger und dem Metalldraht. Das Gewicht des Tepic entspricht etwa dem einer Briefmarke. Der Raumbedarf ist belanglos. Er kann überall an ebenen oder gewölbten Flächen, auf Baustoffe aller Art wie Stahl, Leichtmetalle, Holz, Glas und Kunststoffe geklebt werden und benötigt keine besonderen Haltevorrichtungen. Die dehnungsempfindliche Wicklung des Konstantandrahtes ist nicht schleifenartig, sondern verläuft parallel und wird im Abstand der aktiven Geberlänge durch etwas dickere Querbalken untereinander verbunden. Die elektrische Widerstandsänderung dieser Querbalken infolge Querdehnung ist praktisch vernachlässigbar, d. h. die Anzeige des Tepic ist unempfindlich auf Querdehnung, was bei der schleifenartigen Anordnung nicht der Fall ist. Die Wicklung ist in einem dünnen, glasklaren Folienband eingebettet, das im Vergleich zum Papierträger weniger feuchtigkeitsempfindlich ist. Ein weiterer Vorteil ist die ausgezeichnete Durchsicht, die in hohem Maße das einwandfreie Aufkleben erleichtert. Luftbläschen, die zwischen dem Geber, d. i. in diesem Falle die Unterfläche des Meßstreifens, und der Meßfläche eingeschlossen sind, können leicht erkannt und entfernt werden, solange das Klebemittel noch weich ist. Derartige Luftbläschen beeinträchtigen in hohem Maße die Meßgenauigkeit. Die Tepic werden normalerweise hergestellt mit einer Meßlänge von $1/2$, 1, 2, 3 und 6 cm, mit einer Breite von 10 mm und mit einem Widerstand von 120, 350, 500, 600 und 1000 Ohm.

Ein weiterer Vorteil des Tepicstreifens mit Kunststoffolie ist seine Geschmeidigkeit, sodaß auch auf gewölbten Flächen das einwandfreie Aufkleben möglich ist. Gegenüber dem Dehnungsmeßstreifen mit Papierträger bietet der Tepic Typ BL, wie wir ihn verwenden, noch den Vorzug, daß er mit wärmetrocknendem Klebemittel geklebt und im Ofen getrocknet werden kann. Der Geber (= Meßstreifen) hält eine Temperatur von 150°C aus.

Das Kleben eines Dehnungsmeßstreifens:

Dies kann nicht vorsichtig genug geschehen. Unerläßlich ist die Vorbearbeitung der Meßstelle. Bei den Kunststoff- wie bei den Stahlprüfkörpern,

die alle auf Hochglanz poliert sind, wird die Meßstelle zuerst mit mittelfeinem Schmirgelpapier aufgeraut. Dabei sollen die durch die Bearbeitung entstandenen Schrammen durcheinanderlaufen. Dann wird bei den Kunststoffkörpern die Klebefläche mit dem von der Fa. Huggenberger mitgelieferten Tepic-Verdünnern und bei den Stahlkörpern mit Äthylazetat und einem sauberen, weißen Lappen solange gereinigt, bis dieser keine Verunreinigung mehr zeigt. Die so gereinigte Klebestelle darf nicht mehr mit dem Finger berührt werden. Als nächstes wird die Klebestelle mit dem Klebemittel KL (= wärmetrocknendes Klebemittel) dünn bestrichen, wobei die Klebemittelfläche etwas größer sein soll als die Geberfläche. Das Klebemittel läßt man 10 - 15 Minuten je nach Raumtemperatur trocknen. Die Klebeschicht muß soweit trocken sein, daß bei einer Fingerprobe die Hautlinien gerade noch Abdrücke hinterlassen. Diese Fingerprobe darf nur an Stellen vorgenommen werden, die sich außerhalb der vorgesehenen Setzstelle des Tepic befinden. Dann wird der Tepic-Meßstreifen mit Klebemittel beschickt -- seine Klebeseite ist matt, während die Gegenseite glänzt --, und zwar in einer gleichmäßigen, dünnen Schicht und auf die vorher mit Klebemittel versehene Meßstelle gelegt, wo man ihn mit dem Daumenballen senkrecht zur Tepic-Fläche andrückt, wodurch auch eventuelle Luftbläschen vertrieben werden. In der weiteren Verarbeitung weichen wir etwas von der von der Fa. Huggenberger gegebenen Vorschrift ab, indem wir die Trocknungszeit, statt wie angegeben 5 - 6 Stunden, auf ca. 24 Stunden ausdehnen. Außerdem erhitzen wir nicht auf 70 - 90° C, sondern nur auf 35 - 40° C, um im Kunststoff durch zu große Wärmeentwicklung keine inneren Spannungen zu erzeugen. Um Luftblasen, die während der ersten Stunden der Trocknungszeit unter der Einwirkung der Wärme gerne zwischen Geber und Meßfläche auftreten, zu vermeiden, legen wir auf den Meßstreifen ein Stück Kofferdamm, darauf noch eine plattgedrückte Watterolle und einen zurechtgeschnittenen Filzkegel und spannen das Ganze in eine Zwinde ein, sodaß das Trocknen unter leichtem Druck vorsichgeht. Nach dem Trocknen kommt als nächster Arbeitsgang die Lötverbindung zwischen den Tepic-Drähten und den Zuleitungsdrähten. Die Zuleitungsdrähte, die bei jedem Versuch dieselbe Länge besitzen müssen, weisen einen Querschnitt von 0,35 - 0,40 mm auf. Dies ist notwendig, um keine

diskrepiierende Widerstandsänderung bei unserer aufeinander abgestimmten Meßordnung hervorzurufen. Als Zuleitungsdrähte verwenden wir entweder den Kupferdraht ISODUR mit Kunststofflack-Isolierung oder einen einfachen Litendraht. Letzterer vereinfacht durch die Vielzahl seiner Phasen den Lötprozeß, außerdem ist die Lötstelle größerer Beanspruchung gewachsen. Über die Lötstelle ziehen wir sofort nach der Lötung eine Kunststoffhose und wachsen diese mit dem Klebewachs DEIBERIT am Prüfkörper fest, da sich anfangs unserer Versuchsreihe zeigte, daß die Austrittsstelle des Tepic - Drahtes aus dem Tepic-Meßstreifen prädestiniert für einen Bruch ist, was in den allermeisten Fällen den Meßstreifen unbrauchbar macht.

Vor Inbetriebnahme des fertigen Prüfkörpers mit Meßstreifen prüfen wir letzteren noch an einem Ohmmeter, ob er immer noch die gleichen Widerstandswerte anzeigt oder ob er bei der bisherigen Verarbeitung Schaden gelitten hat. Der Widerstand R wird bei jeder Serie ($= 10$ Meßstreifen) von der Fabrik angegeben und beläuft sich im Durchschnitt auf 120 Ohm.

Wird also der Meßstreifen auf das Prüfobjekt aufgeklebt, werden die Bewegungen der Oberfläche des Prüfstückes durch die Klebeschicht und durch die isolierende Folie auf den Metalldraht des Meßstreifens übertragen. D.h. der aufgeklebte Meßstreifen greift die Formänderung bei der Beanspruchung resp. Biegebeanspruchung ab, wodurch entsprechende Widerstandsschwankungen bzw. Widerstandsänderungen entstehen, die auf elektrischem Wege gemessen werden können.

1) Die elektrische Meßvorrichtung.

Die elektrische Meßvorrichtung wurde mit Mitteln der Deutschen Forschungsgemeinschaft beschafft und setzt sich wie folgt zusammen :

Das Netzanschlußgerät:

Das Netzanschlußgerät liefert über Netztransformator, Drosseln und Trockenleichrichter die Betriebsgleichspannung für den Lichtpunktlinienschreiber, genauer gesagt für dessen HBO-Lampe ($=$ Quecksilberdampf-Höchstdrucklampe), 20 V Wechselspannung für den Synchronmotor und 6 V Wechselspannung für die Beleuchtungslampe unter der Mattscheibe.

Zunächst muß der Spannungswähler an der Rückseite des Netzan-
schlußgerätes auf die vorhandene Netzspannung eingestellt werden.
Die Absicherung erfolgt mit Wickmann-Feinsicherungen (bei
180 - 240 V Netzspannung = 220 V Einstellung am Spannungswäh-
ler = 2 A Sicherung).

Das Netzanschlußgerät wird mit dem Lichtpunktlinienschreiber durch
das beigegebene Spezialkabel und mit dem Netz durch das mitge-
lieferte Kabel verbunden. Nach Möglichkeit ist ein Anschluß mit
geerdetem Schutzkontakt (Schuko) vorzusehen. Hierdurch werden so-
wohl das Netzgerät als auch das Gehäuse des Lichtpunktlinienschrei-
bers geerdet. Der Netzschalter am Netzanschlußgerät links wird ein-
geschaltet. Der Stromumschalter muß hierbei auf 'stark' stehen und
die Kontrollglühlampe wie die Lampe unter der Mattscheibe auf-
leuchten.

2. Der Lichtpunktlinienschreiber :

Er findet überall dort Verwendung, wo kleine Gleichströme oder
Gleichspannungen und schnell veränderliche Vorgänge ohne Verstär-
kung mit Lichtschrift aufgezeichnet werden sollen. Eine Quecksil-
berdampf - Höchstdrucklampe (Abb. 15) als Lichtquelle und ein
fotographisches Spezialpapier, welches allerdings bis jetzt noch un-
vollkommen ist, gestatten ein sofort sichtbares Diagramm zu er-
zielen.

Arbeitsweise: Das Licht der Quecksilberdampf - Höchstdruck-
lampe fällt über einen feststehenden Umlenkspiegel auf einen Hohl-
spiegel an der Achse des Meßwerkes, der den praktisch punktförmig-
en Lichtbogen (0,3 x 0,3 mm mit einer Leuchtdichte von über
1 000 000 Stilb) in der Ebene des Schreibstreifens abbildet. Der An-
trieb gestattet den Vorschub des Registrierpapiers stufenweise zu ver-
ändern. Die für den Betrieb des Lichtpunktlinienschreibers erforder-
lichen Spannungen werden dem Netzanschlußgerät entnommen.

Die Quecksilberdampf-Höchstdrucklampe hat drei Elektroden: die
aus Wolfram bestehende Anode, welche an die dickere, mit + be-
zeichnete Kappe angeschlossen ist (Abb. 15) die gegenüberliegende



Abb. 13:

Das Netzan-
schlußgerät
zum HB-Licht-
punktlinien-
schreiber.

(Aus "Gebrauchs-
anweisung EG
18-2", Hartmann
u. Braun A-G)

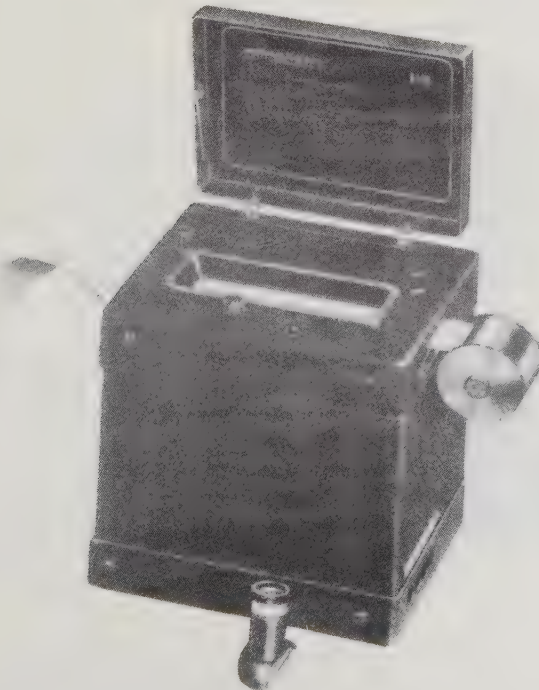


Abb. 14:

Gehäuse des
Lichtpunktli-
nienschreibers
mit photographi-
schem Spezial-
papier und Lupe.

(Aus "Gebrauchs-
anweisung EG
17-2", Hartmann
& Braun A-G)

einere Kathode und die stiftförmige, seitlich herausgeführte Zündelektrode. Der Quarzkolben der Lampe enthält ein Edelgas und eine genau dosierte Menge Quecksilber. Durch eine Zündtaste wird eine Wechselspannung von 0 V aus einem eingebauten Trafo an die Zündelektrode gelegt. Hierdurch entsteht eine kleine Bogenentladung (= bläuliches Aufleuchten). Durch die Zündentladung wird die Hauptentladung zwischen Kathode und Anode eingeleitet, bei der sich ein größerer Bogen bildet, der zunächst unruhig zwischen den Elektroden hin und her tanzt. Nach einigen Minuten ist die Quecksilberfüllung der Lampe soweit aufgeheizt, daß ein Dampfdruck von etwa 10 mm Hg innerhalb der Lampe entsteht. Bei Erreichen dieses hohen Druckes springt der Bogen in den Zwischenraum zwischen den Elektroden spitzen.

Das Meßwerk ist das Herz des Lichtpunktlinienschreibers. Die Meßwerke haben einen Hohlspiegel von 75 mm Brennweite, mit dessen Hilfe der Lichtpunkt der Lampe auf dem Registrierpapier abgebildet wird. Für die verschiedenen Aufgaben der Meßtechnik stehen eine ganze Reihe von Meßwerken mit unterschiedlichen Eigenschaften zur Verfügung. Sie unterscheiden sich durch Systemart, Eigenfrequenz, Innenwiderstand und Empfindlichkeit. Das Registrierverfahren ist nicht an elektrische Meßwerke, wie wir sie verwenden, gebunden; es können auch mechanische, hydraulische oder pneumatische Meßwerke Verwendung finden, sofern sie einen drehbar gelagerten Spiegel von 75 mm Brennweite haben und sich in die Halterung einbauen lassen. Der Meßhalter (Abb. 17) erlaubt ein Ausrichten und Justieren des Lichtpunktes. Das Meßwerk muß so ausgerichtet werden, daß der Spiegel in der Mittelstellung einen scharfen Lichtpunkt in der Mitte des Registrierfens erzeugt. Lampenhaus, Umlenkspiegel und Meßwerkhalter sind verschiebbar angeordnet. Durch die Nullpunkt-korrektur (Abb. 17) rechts am Meßwerk kann der Lichtpunkt in die gewünschte Nullstellung zu bringen.

Das Registrierpapier. Das Registrierpapier ist ein Spezialpapier, das speziell für den Lichtpunktlinienschreiber von der Agfa entwickelt worden ist. Der Schreibstreifen hat eine Breite von 35 mm, von der 30 mm zur Registrierung ausgenutzt werden können. Das Papier läuft aus einer Kasette, (Abb. 15) die eine Rolle von 15 m aufnehmen kann, über eine von unten beleuchtete Glasfläche, sodaß die geschriebene Kurve sofort in durchscheinendem Licht beobachtet und der Streifen während oder nach dem Lauf der Rückseite mit Vermerken versehen werden kann.

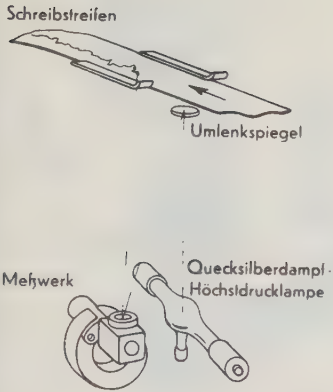


Bild 1 Prinzip des Lichtpunkt-Linienschreibers



Bild 2 Quecksilberdampf-Höchstdrucklampe

Abb. 15: Links das Prinzip des Lichtpunktlinienschiebers;
Rechts eine Quecksilberdampf-Höchstdrucklampe.
(Aus "Gebrauchsanweisung EG 18-2" Hartmann u. Braun A-G)

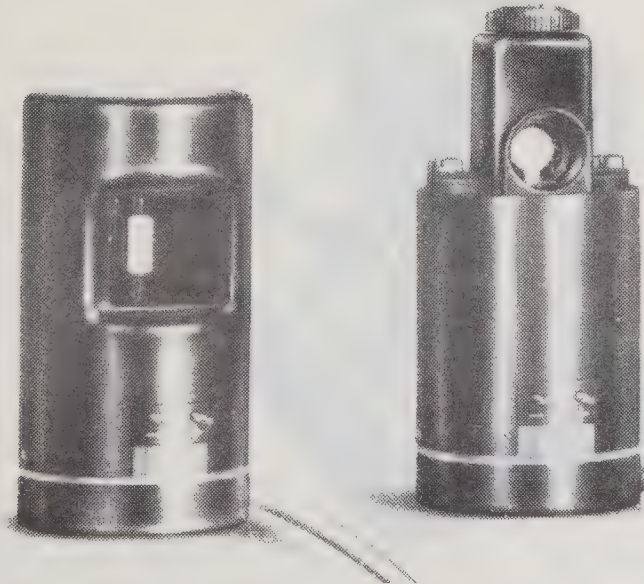


Abb. 16: Zwei Meßwerke mit verschiedener Anlage ihres
Hohlspiegels.
(Aus "Gebrauchsanweisung EG 18-2" Hartmann u. Braun A-G)

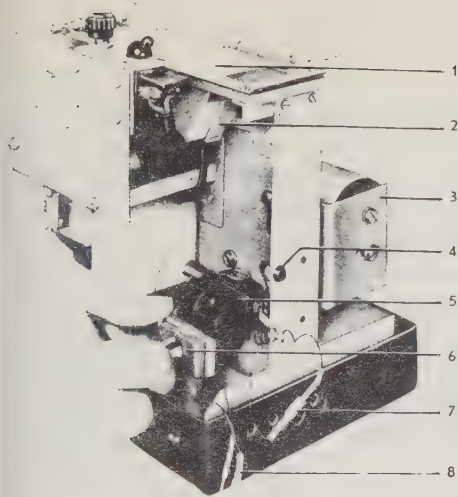


Abb. 17:

unten beleuchtete Glas-
e
blech für Schreibstreifen-
uchtung (Soffittenlampe
2 W)
enhaus

- 4 Nullpunkt-korrektion
- 5 Meßwerk
- 6 Meßwerkhalter
- 7 Steck-Kupplung geschlossen
- 8 Steck-Kupplung offen

18:

"Gebrauchs-
eistung EG 17-2"
mann u. Braun
)

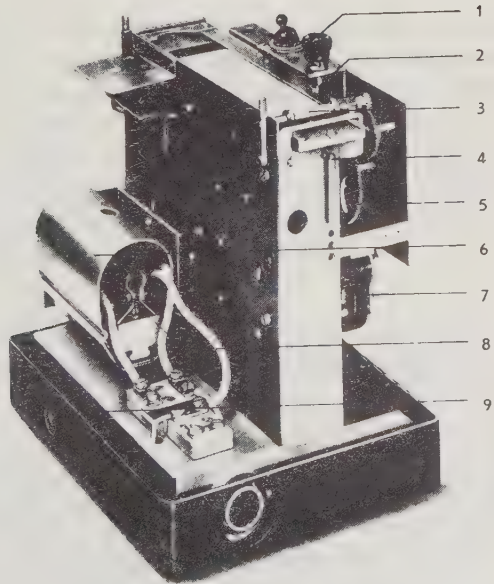


Bild 6

- 1 Stellknopf
- 2 Justierschraube
- 3 Vorschubwalze
- 4 Spannfeder
- 5 Vorschubgetriebe

- 6 Lampenschutzblech
- 7 Synchronmotor
- 8 Klemmschraube
- 9 Zündtaste

Wie schon erwähnt, hat das Registrierpapier als fotografisches Spezialpapier noch Kinderkrankheiten, weil die Kurvendarstellung weder mit dem von Agfa herausgegebenen Stabilisator noch mit einem anderen Fixierer erhalten werden kann. Bei Tageslicht genügen wenige Stunden, das Registrierpapier so dunkel werden zu lassen, daß die Kurven nicht mehr zu erkennen sind. Aus diesem Grunde sehen wir uns gezwungen, vorerst jede einzelne Kurve über den normalen Weg des Fotokopierens zu erhalten. Der Papiervorschub des Papiers erfolgt durch einen Synchronmotor (Abb. 18) über ein eingebautes Zwischengetriebe. Mit Hilfe eines Rändelknopfes (Abb. 18 = Stellknopf) kann die Geschwindigkeit in drei Stufen eingestellt werden. Die Geschwindigkeit bei allen unseren Versuchen betrug 2 mm/sec.

3. Die Meßbrücke.

Die Meßbrücke unserer Meßanordnung wurde im Physikalischen Institut der Universität München von Privatdozent Dr. Kranz konstruiert.

Die Meßbrücke wirkt im Sinne einer Wheatstone'schen Brücke, die durch eine Grob- und Feineinstellung auf den Dehnungsmeßstreifen abgeglichen werden kann. Wird nun der Widerstand des Dehnungsmeßstreifens infolge einer mechanischen Belastung des Prüfkörpers verändert, dann wird die Brücke verstimmt, d.h. es entsteht eine Spannungsdifferenz am Galvanometerstromkreis. Als Galvanometer dient in unserem Falle das Meßwerk. Zusätzlich ist zur Steuerung der Empfindlichkeit ein Potentiometer in den Galvanometerstromkreis eingeschaltet.

D) Apparatur zur Durchführung der Durchbiegung eines Prüfkörpers bei Belastung.

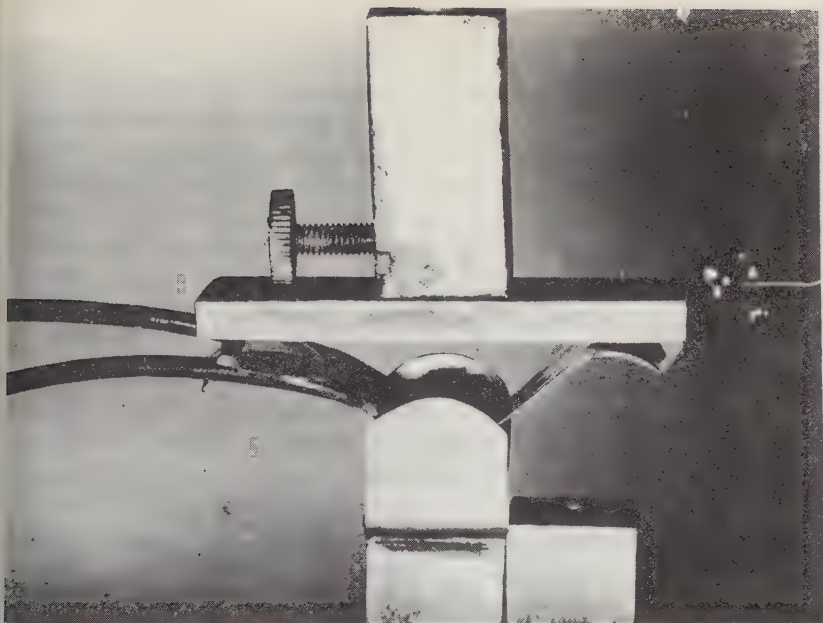
Um letzten Endes die Prüfkörper auf Biegung belasten zu können, wurde von uns eine Apparatur entworfen und gebaut, die auf dem Prinzip einer Waage beruht. Auf einem mit vier verstellbaren Flügelschrauben versehenen Eichenholzstativ ist auf der einen Seite eine Eisenstange (hohl) als starrer Arm festgeschraubt. In ihr verläuft ein vertikal verstellbarer Trä-

erkopf, in dem ein 1 Meter langer Rechkant-Messingstab mit Meßskala als Hebelarm auf Körnerspitze lagert. Dieses Lager ist der Drehpunkt. Er befindet sich in der Skaleneinheit bei 72. Zwölf Zentimeter nach links vom Drehpunkt entfernt, also bei 60, ist ein verstellbarer Stempel (Abb. 19) mit austauschbaren, verschiedenartigen Stempelköpfen angebracht, die in ihrem Profil der jeweiligen Auflagefläche entsprechend geformt sind (glatt, konvex, konkav, spitz und in Form eines Querbalkens). Senkrecht unter diesem Stempel stehen zwei seitlich verschiebbare Träger in einem Rechkantmessing (1 mm stark) mit eingefrästen Führungsschlitz, die zur Lagerung der Probestörper dienen. Auf der anderen Seite des Bodenbrettes ist eine in die Höhe verstellbare Führungsschiene befestigt, die zugleich mit einer Klinkvorrichtung (wie bei Dezimalwaage der "Hebel vor Last") gekoppelt ist. Zur besseren Führung dieses Kipphebels wirkt eine gespannte Feder der Kipprichtung entgegen. Dies ist insofern notwendig, weil bei der Belastung vor allem von den inneren Prüfkörpern mit größerem Gewicht letzteres infolge des längeren Hebelarmes der stärkeren Durchbiegung mit einer größeren Kraft den Prüfkörper beanspruchen und auf dem Lichtpunktlinienschreiber ein falsches Bild zustandekommen würde. Außerdem ist auf dem Hebelarm links, in unserem Falle bei 0, eine verschiebbare Aufhängevorrichtung für das Gewicht angebracht, während rechts vom Drehpunkt ein Laufgewicht das Gleichgewicht herstellt. Der Hebelarm arbeitet trotz seiner massiven Gestaltung infolge seiner Lagerung auf Körnerspitze im Trägerkopf (= Drehpunkt) mit einer Präzision von 50 g. Infolge der verstellbaren Anordnung sowohl des ganzen Hebels wie des Druckstempels und des Gewichtes ist es möglich, verschiedene Gewichtsübersetzungen anzuwenden. Bei allen meinen Versuchen benutze ich mich der Übersetzung von 1 : 5.

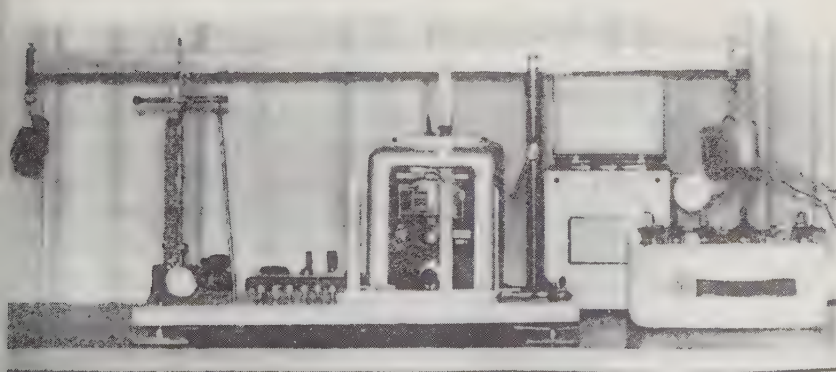
- -

Ergebnisse bei der Untersuchung der Biegefähigkeit von prothesenähnlich geformten Paladon - Prüfkörpern.

Um besseren Verständnis sei ganz kurz der Ablauf der Messung beschrieben. Der Paladon-Prüfkörper, in dessen Mitte der Meßstreifen aufgeklebt ist (Abb. 12), wird an die Meßbrücke (Abb. 20) angeschlossen und auf dem Träger (Abb. 19), der senkrecht unter dem Druckstempel fixiert



n. 19: verstellbarer Stempel mit auswechselbarem Querbalken und Prüfkörper.



n. 20: Apparatur zur Durchführung der Durchbiegung eines Prüfkörpers (im Vordergrund). Dahinter die elektrische Meßanordnung Netzanschlußgerät, Lichtpunktlinienschreiber und Meßbrücke.

ist, mit Heftpflasterstreifen als Sicherung gegen ein Verdrehen während der raschen Entlastung befestigt. Mit Hilfe des auf Seite 39 beschriebenen Kipphebels sind wir in der Lage, den Prüfkörper einerseits schnellen, dem Kauvorgang ähnlichen Kraftimpulsen auszusetzen, andererseits vermögen wir auch die Belastung beliebig lang zu gestalten. Wie schon erwähnt, wirkt sich allerdings diese Handsteuerung des Kipphebels bei raschen Impulsen besonders bei dünnen Prüfkörpern insofern ungünstig aus, daß der Kurvenausschlag im ersten Moment der Belastung etwas größer ist; d.h. daß in dem Augenblick der Belastung, wo der Druck nicht mehr mit der Hand gesteuert werden kann, sondern allein von dem Prüfkörper aufgefangen wird, die Durchbiegung durch die Länge des Weges, den der Prüfkörper während der Biegung im Sinne einer Deformierung erlebt, eine größere ist als der jeweiligen eigentlichen Belastung entspricht. Da es sich hierbei aber nur um einen kurzen Augenblick handelt, und außerdem bei einiger Übung und mit Gefühl diese nachteilige, zusätzliche Mehrbelastung auf ein Mindestmaß herabgesetzt werden kann, ist der Kunststoff immer fähig, infolge seiner Elastizitätskraft dieses Mehr an Druckkraft sofort wieder auszugleichen.

Als Druckvermittler dient ein Stempelkopf in Form eines Querbalkens (Abb. 19), der auf beiden Seiten dem imitierten Kauansatz aufliegt, während der Prüfkörper selbst mit seiner 'Gaumenwölbung' auf einer 2 mm breiten Auflage ruht.

Die Durchbiegung erfolgt gleichzeitig auf beiden Seiten in den freien Raum hinein, was selbstverständlich nicht den Verhältnissen im Mund entspricht. Vorweggenommen möchte ich an dieser Stelle die Versuche erwähnen, die ich anstellte, um in etwa adaequate Mundverhältnisse zu erreichen, und zwar in Bezug auf Schleimhautresilienz bzw. festes Knochenwiderlager. Ich bediente mich dabei auf Anraten von H. van T h i e l des Desmocolls, welches ich ungefähr 1 - 2 mm dick, verteilt nach anatomischen Vorstellungen über die Resilienz der Schleimhaut, auf ein Gipsmodell auftrug. Hierbei zeigte aber wider unser Erwarten der Lichtpunktlinienschreiber überhaupt keinen Ausschlag, sodaß angenommen werden muß, daß der Prüfkörper als ganzes in die nachgiebige Desmocollunterlage hineingedrückt wurde und der Gipssockel eine weitere, meßbare Durchbiegung des Prüfstückes nicht mehr gestattete. Diese Versuche wurden bei Stahlprüfkörpern durchgeführt.

ähnlicher Versuch mit einer geprägten, totalen Oberkiefer-Prothese aus BH_3 -Stahlblech mit 14 Zähnen zeigte ebenfalls auf einer 2 - 3 mm dicken Desmocollunterlage bei einer Belastung von 20 kg dieselben kaum sichtbaren Ausschläge des Lichtpunktes wie bei 2,5 kg Belastung (Abb. 21). Diese Versuche wurden deshalb vorerst eingestellt. Trotzdem ist es uns mit Hilfe

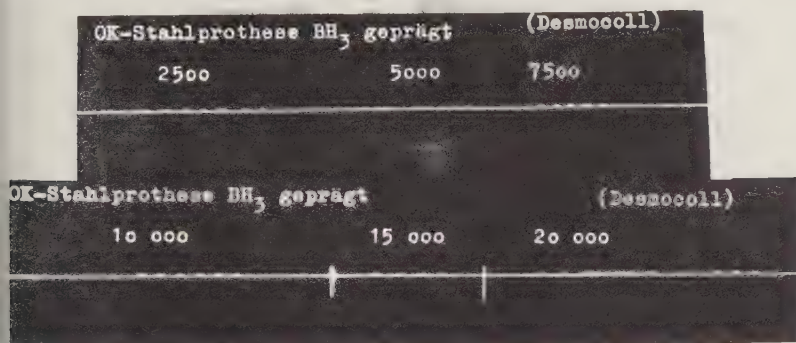


Abb. 21: Oberkiefer-Stahlprothese, aus BH_3 -Stahlblech geprägt mit 14 Zähnen, auf Desmocollunterlage mit 2500 - 20 000 g belastet.

Dehnungsmeßstreifens ein leichtes, den Nachweis für eine merkliche Durchbiegung oder Stauchung ganzer Prothesen im Mund während der Funktionsprüfung zu erbringen.

Versuchsreihe: Abhängigkeit der Biegefähigkeit von der Dicke.

In der ersten Versuchsreihe mit Paladonprüfkörpern ging es mir lediglich darum, zu veranschaulichen, inwieweit die Biegefähigkeit eines Paladonprüfkörpers von der Dicke abhängt.

Dafür benützte dazu 13 Versuchsplatten von sieben verschiedenen Dicken :

1,0 mm, 1,85 mm, 2,50 mm, 2,85 mm, 3,00 mm, 3,50 mm, 4,00 mm.

Alle Prüfkörper wurden im erwähnten Verfahren hergestellt. Mit Ausnahme der 4,00 mm dicken Versuchsplatte stand jede Stärke zweifach zur Mes-

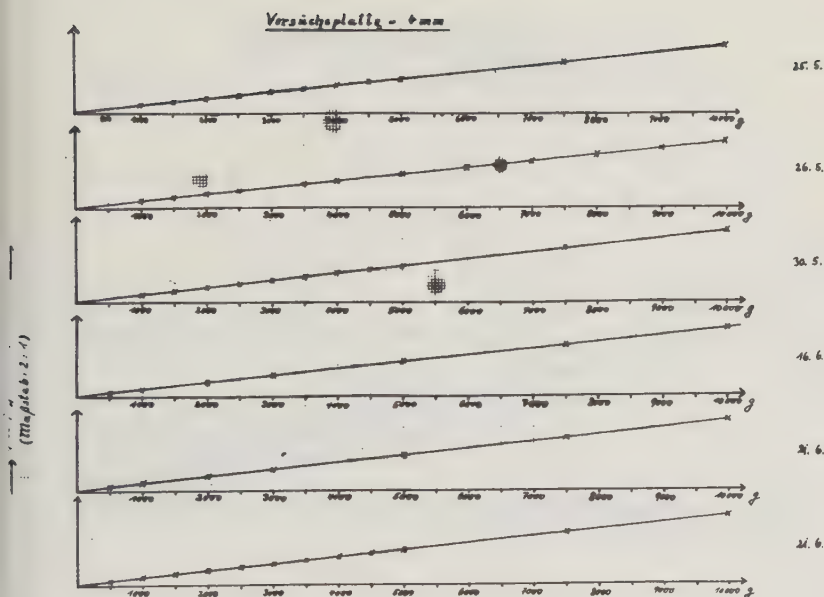
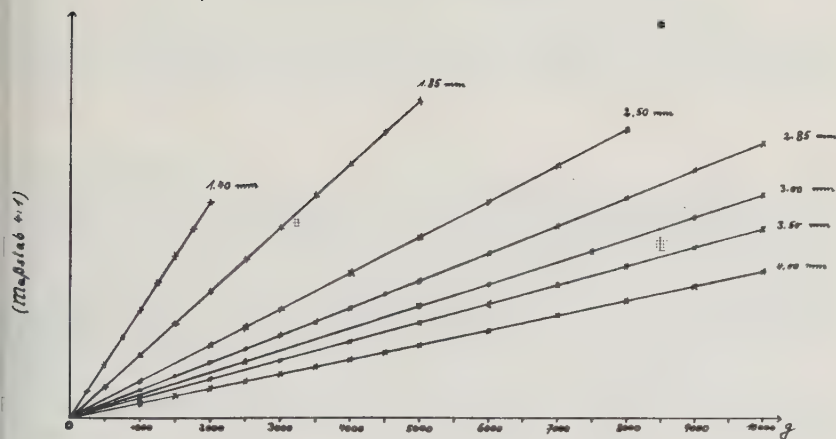


Abb. 22: 6 Einzelkurven einer Versuchsplatte (4 mm dick),
welche die Sammelkurve als Mittelwert ergeben.

Durchbiegung von Paladon-Prüfkörpern
in 7 verschiedenen Dicken:



bb. 23: 7 Sammelkurven der 13 Paladon-Prüfkörper in sieben verschiedenen Dicken, welche den Ausschlag des Lichtpunktes bzw. den Grad der Durchbiegung in Mittelwert angeben.

ung zur Verfügung. Insgesamt wurden die Platten bei der ersten Versuchsreihe 52 mal auf Durchbiegung gemessen; die Messung erfolgte bei den Stärken

1,40 mm bis 2000 g,

1,85 mm bis 5000 g,

2,50 mm bis 8000 g,

bei den vier übrigen Stärken bis 10000 g.

Die Versuchsplatte wurde durchschnittlich 4 Prüfungen an verschiedenen Stellen unterzogen. Die Gewichtssteigerung erfolgte verschieden gestaffelt, entweder um 50, 100, 250 oder 1000 g.

In der nachstehenden graphischen Darstellung (Abb. 22) zeigen die 6 Kurven, wie sich die Versuchsplatte, 4,00 mm stark, bei 6 Messungen verhält. Die geringen Unterschiede, die ohnedies auch bei höherer Belastung zum wahrzunehmen sind, werden bei der Sammelkurve (Abb. 23) insofern berücksichtigt, daß die Markierungspunkte (= kleine Kreuze), welche die Kurven ergeben, Mittelwerte darstellen.

Aus den Sammelkurven (Abb. 23) ersehen wir, in welchem beträchtlichem Ausmaß die Biegefähigkeit allein von der Dicke abhängt, da alle Prüfkörper dieselbe Form, Breite und Länge besitzen. So zeigt der 1,40 mm starke Prüfkörper bei 2000 g Belastung fast dieselbe Durchbiegung wie der 1,85 mm starke Probekörper bei 8000 g Belastung. Es wäre also ein Trugschluß, wollte man annehmen, daß bei einer doppelten Stärke auch die Durchbiegung um das doppelte verringert sei bzw. eine zweimal so grosse Belastung nötig sei, um denselben Grad der Durchbiegung zu erhalten wie bei der einfachen Stärke.

Die Abb. 24 - 26 zeigen gedrungene Ausschnitte aus den Belastungs- resp. Durchbiegungskurven verschiedener Prüfkörper.

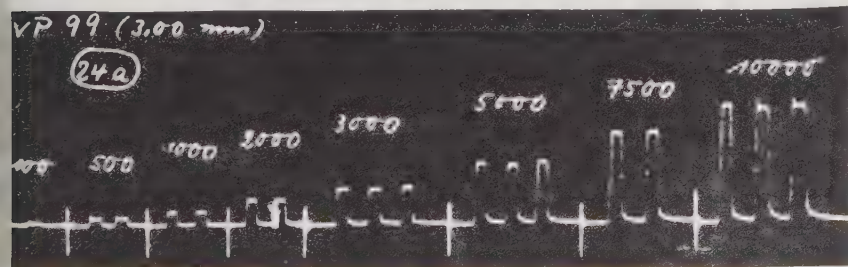


Abb. 24

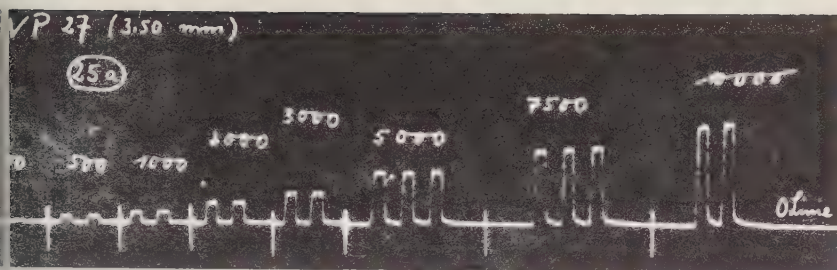


Abb. 25

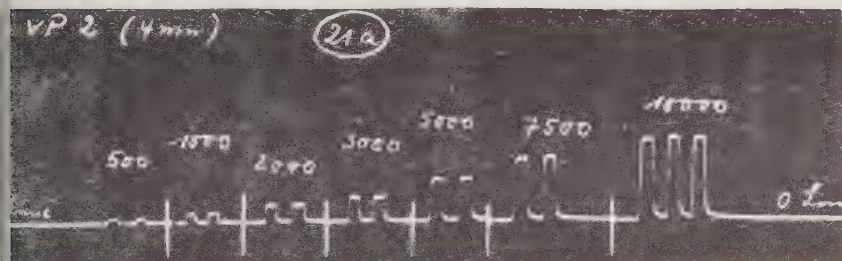


Abb. 26

Abb. 24 - 26: Durchbiegungskurven von drei verschiedenen dicken Paladonprüfkörpern.

An dieser Stelle sei nochmals erwähnt, daß ich, da bis heute von den Agfa-Werken das Registrierpapier nicht stabilisierungsfähig hergestellt werden konnte und dieses sehr rasch stark nachdunkelt, gezwungen bin, jede Curve in 12 - 15 cm lange Einzelstücke zu zerschneiden und auf der Rückseite beschriftet zu fotokopieren, was infolge des Nachdunkelns keine allzu günstigen Reproduktionen erlaubt.

Versuchsreihe: Biegefähigkeit eines Prüfkörpers mit Randverstärkung.

Von der Voraussetzung ausgehend, daß trotz der starken Biegefähigkeit, die sich vor allem bei partiellen Prothesen auf ihre Unterlage (Schleimhaut und Knochen) und Verankerung (Restgebiß und Paradentien) ungünstig auswirkt, und wie sie von den dünnen Kunststoffplatten angezeigt wird,

ie Prothesen nicht 3 mm oder stärker gestaltet werden können, stellte ich auf Veranlassung von H. van Thiel drei Kunststoffprobekörper mit einer Randverstärkung her. Diese Verstärkung wird an unserer Klinik auch bei Partiellen Prothesen im Oberkiefer am dorsalen Rand in Form einer wulstigen Verdickung mit fein auslaufendem Rand zur Stabilisierung der gesamten, das Gaumendach bedeckenden Prothesenbasis eingearbeitet.

Diese drei Probekörper wurden nach demselben Verfahren hergestellt wie die anderen, nur ist der eine Rand in einer Breite von 5 mm um den Betrag der Verstärkung verdickt. Ich möchte aber nicht unerwähnt lassen, daß bei der Belastung dieser Prüfkörper der Stempel als Druckvermittler nur auf diesen verstärkten Rand wirkte. Wie wir bei einem später beschriebenen Versuch sehen werden, ist der Grad der Durchbiegung bzw. die Größe der Kurve nicht unwesentlich davon abhängig, ob die Belastung nur auf die Verstärkung oder auf den übrigen Teil des Prüfkörpers einwirkt.

In der Abb. 27 sehen wir wieder kurvenmäßig eine vergleichende Zusammenstellung, in welchem Umfange eine derartige Randverstärkung die Durchbiegung bei größerer Belastung verkleinert.

Durchbiegung von Paladon-Prüfkörpern

mit Randverstärkung:

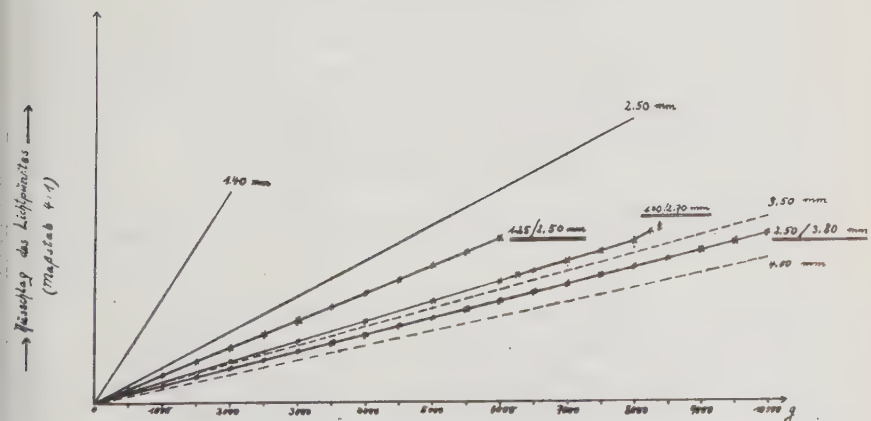


Abb. 27: Durchbiegung von drei Paladon-Prüfkörpern mit Randverstärkung.

Der Prüfkörper 1,25/2,50 mm wurde dreimal bis 6000 g, der Prüfkörper 2,50/3,80 mm fünfmal bis 10000 g belastet. Allerdings ist die 3. Versuchsplatte 1,40/2,70 mm beim ersten Versuch bei einer Belastung von 8250 g nach 153 zeitlich verschiedenen, gewichtsmäßig mit 250 g gestaffelten 'Lastspielen' gebrochen. Der Bruch erfolgte in der Mitte, die Bruchflächen liefen durch eine große Luftblase. Aber auch in diesem Fall sehen wir wie bei den beiden anderen Prüfkörpern mit Randverstärkung eine deutlich verminderte Durchbiegung bei größerer Lasteinwirkung.

3. Versuchsreihe: Das Rückstellungsvermögen des Kunststoffes bei Entlastung.

Ist in den beiden ersten Versuchsreihen ausschliesslich die Frage nach der Durchbiegung hinsichtlich ihrer Größe in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft gerichtet, so soll die folgende 3. Versuchsreihe einen Einblick in das Rückstellungsvermögen des Kunststoffes geben. Selbstverständlich steht dies nicht mehr im direkten Zusammenhang mit Patientenprothesen, aber einmal ist es interessant vom werkstoffkundlichen Standpunkt her, da es bisher kaum so einfach und deutlich dargestellt werden konnte, zum anderen werden wir später beim Stahl sehen, daß es doch unter Umständen sehr leicht zu einer Dauerdeformierung kommen kann. Ich denke dabei nur an eine etwas rauhere Behandlung einer partiellen, geprägten Stahlplatte von seiten des Prothesenträgers bei der Reinigung der Prothese. Daß sich wiederum eine eingetretene Dauerdeformierung einer Prothese ungünstig auf das Prothesenlager oder auf Restgebiß und Paradentien auswirken wird, dürfte eine notwendige Folge sein.

Als Prüfkörper dienen dieselben wie bei den beiden ersten Versuchen, und zwar:

2 Versuchsplatten	1,40 mm stark,
1 Versuchsplatte	2,50 mm stark,
1 Versuchsplatte	3,50 mm stark,
1 Versuchsplatte	2,50/3,80 mm stark.

Die Darstellung der Rückstellung gelingt deshalb so eindrucksvoll,

weil auf Veranlassung von H. van Thiel ein 2. Meßwerk in den Lichtpunktlinienschreiber eingebaut wurde, welches in diesem Fall als Nulllinie dient. Statt einer graphischen Zusammenstellung der Kurven mögen die folgenden Bilder (Abb. 28 - 32)^{†)} zeigen, inwieweit die Rückstellung abhängig ist von der einwirkenden Kraft, von der Einwirkungs-dauer und außerdem wiederum von der Plattendicke.

Bei den Abb. 28 - 32 handelt es sich um eine Versuchsplatte von 1,40 mm Dicke. Die Versuchsreihe, gewichtsmäßig gestaffelt mit 200 g von 200 - 2000 g, zeigt, daß bereits bei 400 g Belastung und 5 sec Einwirkungs-dauer eine wenn auch sehr gering verzögerte Rückstellung auftritt und zwar in einem Zeitraum von ca. $1\frac{1}{2}$ sec; d. h. $1\frac{1}{2}$ sec braucht der Lichtpunkt, der die Deformierung anzeigt, bis er nach der Entlastung, die sich in einer fast senkrechten Kurve auf die Nulllinie zu zeigt, wieder völlig mit dem Lichtpunkt, der die Nulllinie mitschreibt, zu einem einzigen Punkt verschmolzen ist. Der Lichtpunkt hat einen Durchmesser von ca. 0,3 - 0,4 mm. Deshalb kann die Zeit der Rückstellung nur ungefähr angegeben werden, da es praktisch unmöglich ist, exakt festzustellen, wann wirklich beide Lichtpunkte wieder senkrecht übereinanderstehen.

Bei der weiteren Belastung von 600 g und 800 g ist die Rückstellung bereits deutlich verzögert (siehe Bild 28). Diese Kurve zeigt uns aber mehr, was immer wieder auftreten wird, sodaß es vorweg bereits an dieser Stelle beschrieben wird.

So erkennen wir am Anfang der Kurve eine zusätzliche Zacke, eine Verlängerung der Belastungskurve, die ich als "Überzacke" bezeichnen möchte und die nichts anderes wie der Ausdruck einer zusätzlichen Mehrbelastung ist, welche sich ungesteuert auf den Probekörper auswirkt. Bei der Entlastungskurve sehen wir hier bereits deutlich das

^{†)} Diese Kurven stimmen nicht mehr mit der graphischen Darstellung (Abb. 23) überein, da zwischenzeitlich durch den Einbau des zweiten Meßwerkes eine zweite Meßbrücke von Herrn Priv. Doz. Dr. Kranz des Physikalischen Institutes der Universität München konstruiert wurde, wodurch die Empfindlichkeit der Ausschläge des Lichtpunktlinienschreibers verändert wurde.

eigentümliche Verhalten des Kunststoffes, welches darin beruht, daß sich der Probekörper kraft seiner Elastizität bis zu einem gewissen Punkt entlastet, also die Durchbiegung bzw. die Deformierung fast völlig aufhebt, sich dann aber erneut von sich aus durchbiegt; mit anderen Worten federt er bei einer plötzlichen, raschen Entlastung entgegengesetzt der Entlastungsrichtung im Sinne einer nochmaligen Durchbiegung zurück und erst daraufhin beginnt er sich völlig zurückzustellen, was aus dem bogenförmigen Verlauf der Kurve zu ersehen ist. Dieselbe Erscheinung zeigt sich auch deutlich in den Bildern 29 - 31, die aus zwei, zeitlich verschiedenen Versuchen entnommen sind.

Bild 32 dagegen läßt klar erkennen, inwieweit die Einwirkungsdauer die Rückstellung beeinflußt. So wird bei den kurzen Impulsen überhaupt keine völlige Rückstellung erreicht, bei 5 sec Belastung beträgt die Rückstellungszeit zirka 5 sec, während bei 10 sec Belastung der Prüfkörper ungefähr 8 sec braucht, um sich völlig in die Ausgangsstellung zurückzustellen. Wir ersehen daraus auch, daß der Kunststoff, wird er in erträglichem Maße dynamisch auf Durchbiegung beansprucht, immer wieder exakt zu seiner ursprünglichen Form zurückkehrt, während dies z.B. bei bestimmten Stahlsorten (siehe später) nicht der Fall ist. Daß eine Kunststoffprothese nach einer bestimmten Tragezeit ihre Form verändern kann, dürfte also zum größten Teil durch völlig andere Faktoren verursacht werden, wie Veränderung des Unterbaues, feuchtes Milieu, unsachgemäßes Verarbeiten des Kunststoffes im Labor (die Folge davon können innere Spannungszustände im Kunststoff sein, die sich im Laufe der Zeit im Sinne einer Deformierung der Form auswirken können), u.s.w. Selbstverständlich spielt bei der Durchbiegung von Prothesen im Mund eine wesentliche Rolle die Grösse der Prothese, ob es sich um die geschlossene Form einer totalen Prothese oder ob es sich um einen offenen Bogen wie bei einer doppelseitigen Freiidprothese handelt (Versuche darüber siehe später).

In den Bildern 33 - 40 sind vergleichsweise Kurven von drei verschiedenen starken Probekörpern zusammengestellt.

Bei den Bildern 33 - 35 handelt es sich um einen 2,50 mm dicken Prüfkörper, bei dem wir ebenfalls einige typische Erscheinungen beobachten können.

In Bild 33 sehen wir bei den kurzen Impulsen, daß der Kurvenverlauf während der Belastung, die ungefähr $1/2$ sec auf den Prüfkörper einwirkt, ein waagrechter ist. Mit anderen Worten, der Prüfkörper wird infolge der Krafteinwirkung durchgebogen, die dabei eintretende Deformierung bleibt, abgesehen von der sogenannten 'Überzacke', unverändert. Anders ist dies, wenn die Belastung mehrere Sekunden andauert. Die Kurve, die ungefähr $1 \text{ mm} = 1/2 \text{ sec}$ waagrecht, also parallel zur Nulllinie, verläuft, beginnt anzusteigen. D.h. die Elastizitätskraft, die ungefähr eine halbe Sekunde die volle Belastung aushält, reicht nicht mehr aus, der Prüfkörper wird bis zu einem bestimmten Punkt weiter durchgebogen. Deutlich sehen wir bei Bild 33 ebenfalls das bei den Bildern 28 - 31 beschriebene Verhalten des Kunststoffes hinsichtlich seines Rückstellungsvermögens.

Bild 34 zeigt bei doppelter Belastung, wie lange dieser Probekörper braucht, bis seine Elastizitätskraft jeder weiteren Deformierung standhält, in diesem Fall 14 sec.

In Bild 35 sehen wir eine Erscheinung, die immer wieder bei stärkerer und längerer (= mehrere Sekunden) Belastung auftritt. Die beiden in dem Bild eingezeichneten Klammern sollen andeuten, daß die Länge der Kurve, die dem Anfang der Belastung entspricht, gleich ist der Entlastungskurve. Man kann also sagen, daß sich der Prüfkörper bei der Entlastung um den Grad seiner anfänglichen Deformierung sofort zurückstellt. Dies sehen wir auch bei Bild 33 bei den kurzen Impulsen, wo die Entlastungskurven sofort bis auf die Nulllinie zurückgehen, aber dann nochmals ein kurzes Stück hochschnellen, um sich in einem langsamen Verlauf endgültig auf die Nulllinie einzustellen. Ist natürlich die Belastungszeit wie in Bild 35 von längerer Dauer und die Deformierung während der Krafteinwirkung fortgeschritten, kann sich die Entlastungskurve nicht sofort bis auf die Nulllinie zurückstellen, sondern wiederum nur um den Betrag der Länge der anfänglichen Belastungskurve. Je größer demnach die weitere Deformierung während der Belastung ist, umso länger braucht der Prüfkörper bis zur völligen Rückstellung.

Die Bilder 36 und 37 zeigen bei ungefähr derselben Belastung das Verhalten einer 3,50 mm dicken Versuchsplatte, das logischerweise

hl in der Kurvenhöhe (= Grad der Biegung) wie im Rückstellungsver-
en ein besseres Resultat aufweist.

chen stellen die Bilder 32 - 40 dar, -- hier wurde ein Prüfkörper
Handverstärkung (2,50/3,20 mm) der Belastung ausgesetzt --, wo nach
npulsen in 30 sec bei 10 000 g eine sehr rasche Rückstellung (unge-
nach 5 - 6 Sekunden) eintritt, während bei einer Dauerbelastung über
Sekunden die Rückstellung erst nach zirka 40 sec endgültig abgeschlos-
st. Bemerkenswert ist der nur am Anfang einmal unterbrochene, aber
völlig waagrechte Verlauf der Kurve, was trotz der relativ hohen Be-
ng auf eine äußerst günstige Stabilität hinweist.

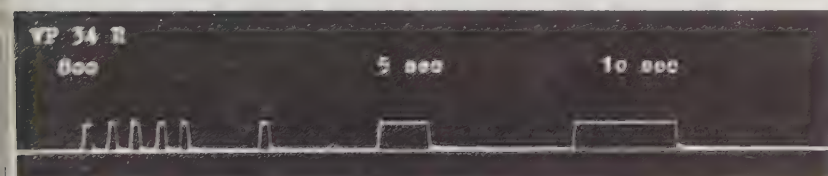


Abb. 28

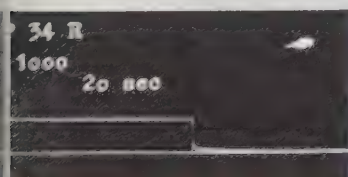


Abb. 29

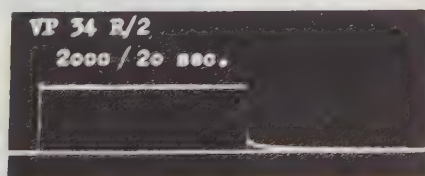


Abb. 30

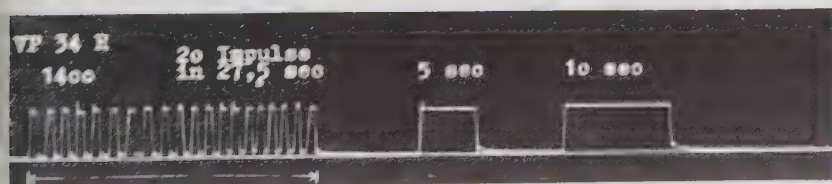


Abb. 31

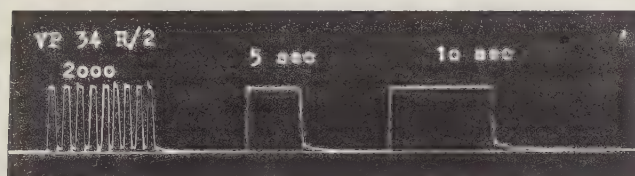


Abb. 32

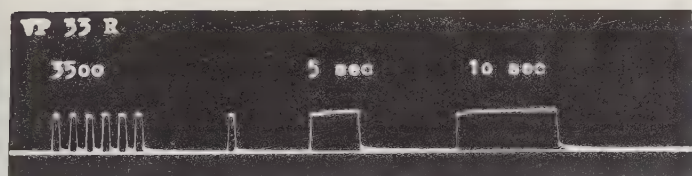


Abb. 33

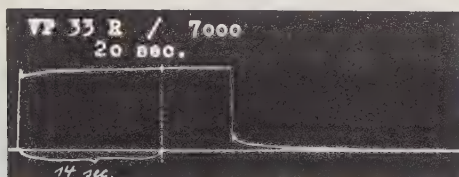


Abb. 34

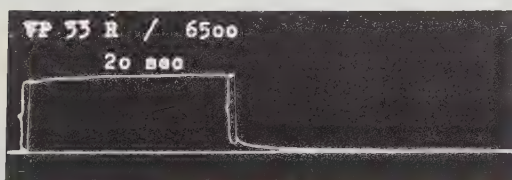


Abb. 35

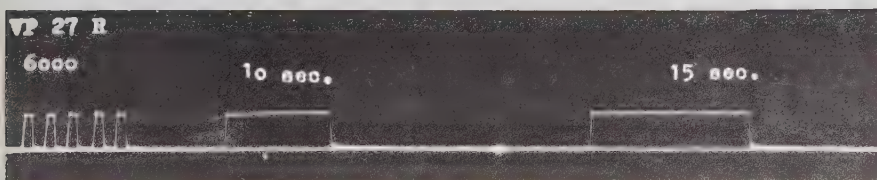


Abb. 36

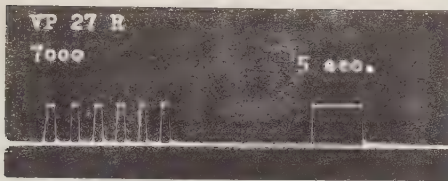


Abb. 37

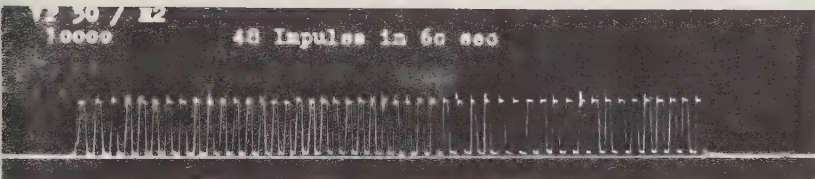


Abb. 38



Abb. 39

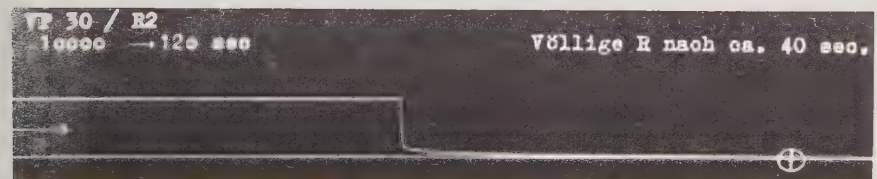


Abb. 40

zusammenfassend kann über die 3. Versuchsreihe ausgesagt werden, daß das Rückstellungsvermögen bei Kunststoffprüfkörpern abhängig ist von der Dicke der Versuchsplatte einerseits, andererseits von der Einwirkungsdauer der Belastung. In keinem Falle aber ist eine bleibende Deformierung zu beobachten gewesen.

-.-.-.-.-.-.-.-

Versuchsreihe: Untersuchung der Biegefähigkeit bei prothesen-
ähnlich geformten Prüfkörpern aus Stahllegie-
rungen und Chrom - Kobaltlegierungen.

Um Vergleiche ziehen zu können, wurden in einer weiteren Versuchsreihe Prüfkörper aus Stahllegierungen und Chrom-Kobaltlegierungen derselben Untersuchung unterzogen. Form, Länge und Breite der Stahl-Prüfkörper waren die gleichen wie bei den Kunststoffkörpern. Zur Verwendung kamen verschiedene Stahlsorten, nämlich [3, Remanit, ^{x)} Wipla ^{xx)} und die Chrom - Kobaltlegierung Wisil.

Wie aus der Tabelle auf Seite 56 ersieht man, die Art der Metallprüfkörper (geprägt oder gegossen), ihre Länge, Breite und die Dicke. Die letztere mußte in 4 Fällen als Durchschnittswert angegeben werden.

Die Prüfkörper aus Remanit wurden in einem auswärtigen Lohnlaboratorium nach meinen Angaben angefertigt.

Die Wipla-Prüfkörper und zwei Wisil-Prüfkörper wurden von Dr. Dr. J. Jantzen, Essen, hergestellt.

Bezeichnung und Art des Prüfkörpers:	Länge (cm)	Breite (cm)	Dicke mm
1. VP BH_3 ; BH_3 -Blech geprägt	7	2,2	0,50
2. VP B ; BH_3 -Blech geprägt	7	2,2	0,50
3. VP MW ; BH_3 -Blech geprägt	7	2,2	0,50
4. VP GgW; BH_3 -Blech geprägt	7	2,2	0,50
5. VP O ; Remanit geprägt	7	2,15 - 2,2	0,40
6. VP 3 ; Remanit, geprägt mit Hohlkehle	7	2,15 - 2,2	0,40
7. VP Vi 1; Wipla-Blech, einfach geprägt	7	2,2	0,40
8. VP V 2; Wipla-Blech gedoppelt (0,15 + 0,25)	7	2,2	0,40 - 0,45
9. VP Wisil; Wisil gegossen	7	2,15	0,475 - 0,525
10. VP V 4 ; Wisil gegossen	7	2,2	0,30 - 0,45
11. VP V 5; Wisil gegossen	7	2,15	0,375 - 0,425
12. VP Pl D 6 ; Platigo D 6 geprägt	7	2,10	0,40
13. VP Pl / 12; Platigo 0 12 geprägt	7	2,10	0,40

) Versuche mit BH_3 - Prüfkörpern :

Untersucht wurden vier Versuchskörper, die alle im normalen Prägeverfahren mit einer hydraulischen Presse hergestellt wurden. Das Material entstammte ein und derselben Blechrolle.

an den geprägten Stahlprüfkörpern aus BH_3 -Stahlblech erlebten wir zum ersten Mal eine bleibende Deformierung. Und zwar setzt diese übereinstimmend bei allen vier Probekörpern bei einer Belastung von 1500 g ein. Sie bei dieser einwirkenden Kraft von 1500 g auch noch sehr gering (siehe Bild 41), so zeigt sie sich bereits bei 2000 g deutlich (siehe Bild 42).

Bei der weiteren Belastung ab 3000 g die bleibende Deformierung bei jedem einzelnen Impuls verstärkte, beschränkte ich mich pro Gewichtseinheit (gestaffelt mit 250 g) auf drei Impulse.

Bild 43 zeigt uns nach 20 gewichtsmäßig um je 250 g gestaffelten und insgesamt 60 Impulsen mit zeitlich fast gleicher Einwirkungsdauer eine starke, bleibende Deformierung eines solchen BH_3 -Prüfkörpers.

Weiter sehen wir an diesem Kurvenbild die nur sehr kleine "Überzacke" an der Belastungskurve und die bei sämtlichen von mir geprüften Metallkörpern auftretende "Unterzacke" am Ende der Entlastungskurve als Zeichen einer über die wirkliche Rückstellung hinausgehende Elastizitätskraft. Allerdings ist diese Federkraft nach eingetretener Deformierung stets zu klein, um den Versuchskörper wieder in seine ursprüngliche Form zurückbringen zu können. Im Gegensatz zum Kunststoff erfolgt aber hier die Rückstellung sofort, abgesehen von der bleibenden Deformierung, so daß die Kurve keinen bogenförmigen, sondern einen rechtwinkligen Verlauf zeigt.

Interessant ist noch der Vergleich des Bildes 43 mit dem Bild 44.

Bild 43 stammt von einem Prüfkörper, der vor dem Prägen mit dem Walzstrich aus der Blechrolle geschnitten wurde, während dagegen der Prüfkörper GgW (siehe Bild 44) gegen den Walzstrich ausgeschnitten wurde. Letzterer zeigt deutlich eine geringere bleibende Deformation, obwohl in beiden Fällen mit größter Sorgfalt be- und entlastet wurde. --

Unbestverständlich würde diese bleibende Deformierung bei 5000 g nicht so krass ausfallen, würde man den Prüfkörper pro Gewichtseinheit nur mit einem (1) Impuls belasten. Dies ist auch in der graphischen Darstellung der Deformierung (siehe Bild 45) zu berücksichtigen, weil zwi-

hen jeder Säule noch zwei weitere Impulse auf den Prüflörper eingewirkt haben, was, wie bereits erwähnt, eine verstärkte Deformierung mit sich brachte. Jede Säule der graphischen Darstellung (Maßstab 4 : 1) setzt sich deshalb aus der verschiedenen Deformierung der drei Impulse zusammen.

ext zur graphischen Darstellung auf Seite 60, Abb. 45 :

1. Werte der Durchbiegung:

Belastung:	Kurvenausschlag in mm	Umgerechnet zum Maßstab 4:1
250 g	1/3	1,3
500 g	2/3	2,7
750 g	1	4,0
1000 g	4/3	5,3
1250 g	5/3	6,7
1500 g	2	8,0

2. Werte der bleibenden Deformierung :

Belastung:	Differenz zur Nulllinie in mm		
	nach dem 1.,	nach dem 2.,	nach dem 3. Impuls.
2500 g	2/3	---	3/3 = 1
3000 g	5/3	6/3	6/3 = 2
3500 g	9/3	10/3	7/2 = 3,5
4000 g	5,5	6	7
4500 g	10,5	11 2/3	13
5000 g	17	17,5	18

merkwürdig ist, daß der Kurvenausschlag bei der Belastung von 2500 - 5000 g gleichbleibend zwischen 7 - 8 mm groß ist; dies erklärt sich daraus, daß in diesem Bereich der Belastung die Durchbiegung bereits so stark ist, daß der Prüfkörper fast keine Wölbung mehr erkennen läßt.

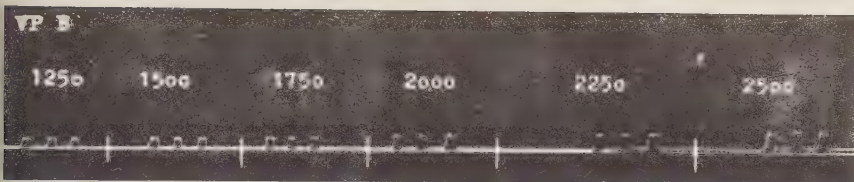


Abb. 41



Abb. 42

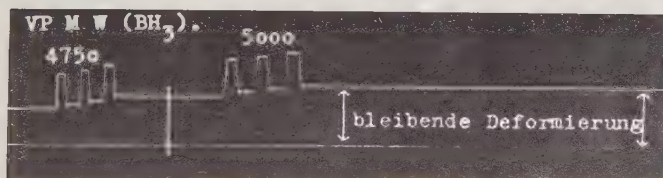


Abb. 43

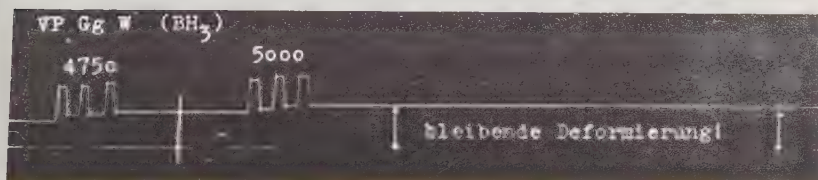


Abb. 44

Durchbiegung eines BH₃-Stahlprüfkörpers bei einer Belastung von 0 - 1500 g

a. bleibende Deformierung eines " " " " " 2500 - 5000 g

bleib. Def. nach 1. Impuls = schwarze Säule
 " " " 2. " = grüne Säule
 " " " 3. " = rote Säule.

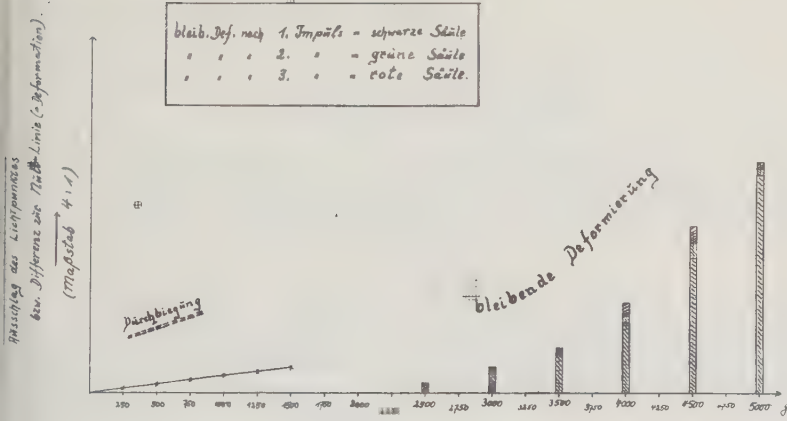


Abb. 45

(die drei Farben 'schwarz', 'grün' und 'rot' sind durch die unterschiedliche Strichelung der Säulen gekennzeichnet).

b) Versuche mit Remanit - Stahlprüfkörpern:

Von dieser Stahlorte wurden zwei geprägte Prüfkörper (0,40 mm dick) untersucht, wobei einer mit einer Randverstärkung in Form einer 2 mm breiten und 1 mm tiefen Hohlkehle versehen ist. Dabei zeigte sich folgendes Ergebnis:

aa) Versuchsplatte ohne Verstärkung:

Belastungsmodus: von 100 - 2700 g je 100 g,
von 2700 - 5000 g je 250 g.

Da sich gegenüber den um 1 mm dickeren BH₃-Prüfkörpern von Anfang an eine sichtbar verbesserte Stabilität herausstellte, wurden pro Gewichtseinheit mehr als drei Impulse eingesetzt.

Bild 46 läßt zwar im Vergleich mit BH₃ (siehe Bild 41) deutlich erkennen, daß bei 1500 g Belastung (= beginnende Deformierung des BH₃-Stahles) der Kurvenausschlag -- das ist der Grad der Durchbiegung -- ein größerer ist. Dies dürfte seinen Grund aber darin haben, daß die Remanitplatte um 1 mm dünner ist.

Die Kurvenhöhe in Bild 47 (Belastung = 2000 g) entspricht beim BH₃-Stahl einer Belastung von 3000 g, die 3000 g - Kurve des Remanit entspricht der 4000 g - Kurve des BH₃-Stahls. Stellen wir aber diesem Grad der Durchbiegung des Remanit die bleibende Deformierung des BH₃-Stahles bei demselben Durchbiegungswert gegenüber, so finden wir darin den Ausdruck für ein besseres Rückstellungsvermögen des Remanit. Gemeinsam ist dagegen beiden Stahlorten das Verhalten ab 4000 g Belastung, abgesehen von der verschiedenen Stärke der Prüfkörper und der unterschiedlichen bleibenden Deformierung, nämlich daß der Kurvenausschlag gleichbleibend zwischen 7 - 8 mm groß ist.

Die bleibende Deformierung des Remanit beginnt (siehe Bild 47) trotz vermehrter Impulse erst bei 2000 g. Nach 5000 g Belastung (siehe Bild 48) fällt sie beim Remanit bedeutend kleiner aus als beim BH₃-Stahl. Ein weiterer Beweis für die bessere Stabilität des Remanit besteht darin, daß sich, obwohl die Kurvenausschläge gleich groß sind, die bleibende

Deformation auch bei stärkerer Belastung innerhalb einer Gewichtseinheit bei mehreren Impulsen nur wenig oder garnicht vergrößert (siehe Bild 48).

bb) Versuchsplatte mit Verstärkung in Form einer Hohlkehle :

In diesem Falle trat die bleibende Deformation erst bei 4500 g Belastung ein. Bild 49 läßt klar erkennen, in welch hohem Maße sich auch beim Stahl (siehe die Versuche mit verstärkten Kunststoffkörpern) eine Randverstärkung auswirkt. Abgesehen von der geringeren Durchbiegung und von der viel später einsetzenden bleibenden Deformierung ist der Unterschied deutlich zu sehen, ob die die Durchbiegung bewirkende Kraft auf die Versuchsplatte selbst trifft (= größere Kurven in Bild 49) oder nur auf die Verstärkung (= kleinere Kurven in Bild 49).

c) Versuche mit Wipla-Stahlprüfkörpern :

In dieser Versuchsreihe wurden zwei verschiedene Prüfkörper untersucht: ein einfach geprägter (0,40 mm dick) und ein gedoppelter aus 0,15 + 0,25 mm starkem Wiplablech, bei dem ein Unterschied in der Dicke von 0,400 - 0,450 mm festzustellen war.

aa) Einfach geprägter Wipla-Prüfkörper:

Bild 50 sagt uns, daß bei dem Wipla-Stahlprüfkörper bereits bei 1200 g Belastung eine bleibende Deformierung eintrat, die sich fortlaufend gleichmäßig vergrößerte. Wir sehen bei Bild 51 bei der gleichbleibenden Belastung von 2400 g die Steigerung der Deformierung bei mehreren Impulsen. Der Versuch wurde deshalb bereits bei 2500 g abgebrochen, weil der Prüfkörper wie die Remanit-Versuchsplatte bei 5000 g während der Belastung fast keine Wölbung mehr erkennen ließ. Aus Bild 51 können wir auch noch durch den schrägen Verlauf der Belastungskurve bei 2500 g Belastung ablesen, wie langsam die Belastung auf den Prüfkörper erfolgte, sodaß also nicht eine eventuell zu rasche Belastung mit mehr Wucht die bleibende Deformierung verursacht haben könnte.



Abb. 46



Abb. 47

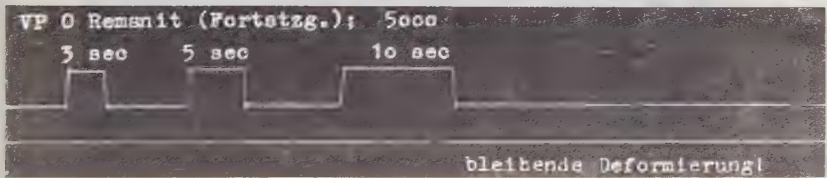


Abb. 48

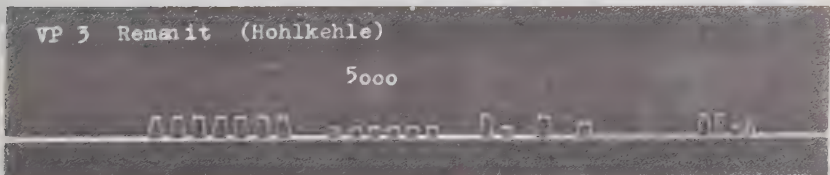


Abb. 49

1) Gedoppelter Wipla - Prüfkörper :

i fast derselben Anzahl von Belastungsimpulsen und bei dem gleichen Belastungsmodus wie beim einfach geprägten Wipla-Prüfkörper erfolgte beim gedoppelten Wipla-Prüfkörper die bleibende Deformation erst bei 1500 g Belastung (siehe Bild 52).

i 2500 g ist sie nur ein Drittel so groß wie beim einfach geprägten Wipla-Prüfkörper (siehe Bild 53). Paradox mag es klingen, daß die Durchbiegung als solche bei der gedoppelten Versuchsplatte stärker ist als bei der einfach geprägten. Das Rückstellungsvermögen ist dagegen bei der gedoppelten Platte verbessert. (Man vergleiche Bild 53 mit Bild 51).

Belastungsmodus: von 100 - 2500 g je 100 g.

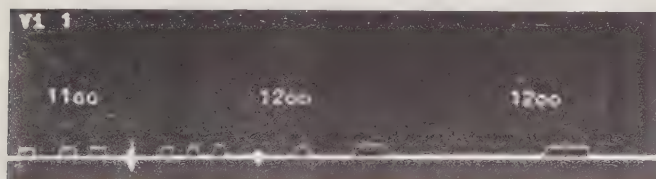


Abb. 50

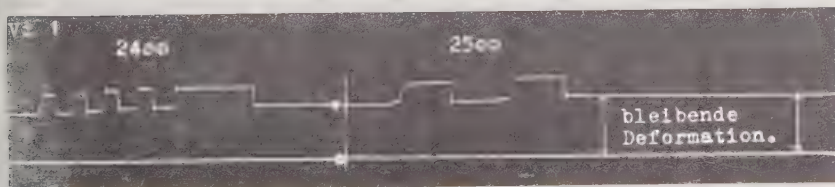


Abb. 51

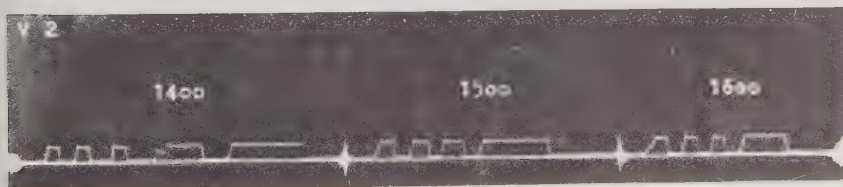


Abb. 52

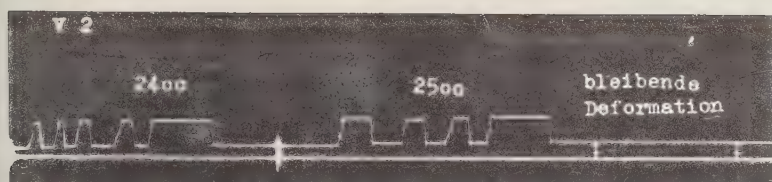


Abb. 53

Zusammenfassend kann man über die geprägten Prüfkörper verschiedener Stahlsorten aussagen, daß der Remanit-Stahl, was Biegefähigkeit und Rückstellung betrifft, am günstigsten abschneidet, während Wipla- und BH_3 -Stähle bei geringerer Belastung bleibend deformieren bzw. bei derselben Belastung eine größere Deformierung erfahren.

d) Versuche mit Wisil - Gußprüfkörpern :

Drei Versuchsplatten wurden der Prüfung unterzogen; jede Platte wurde bis 5000 g mit verschieden vielen und langen Impulsen belastet. Das auffallendste Ergebnis dabei war, daß sich in keinem Fall eine bleibende Deformierung zeigte. Nur bei der ersten Versuchsplatte ⁺⁾ war zum Unterschied zu den beiden anderen die sog. 'Unterzacke' sehr krass ausgedrückt, und die Rückstellung, die zwar immer restlos erfolgte, schien durch irgendeinen Faktor gestört zu sein.

Bild 54 zeigt uns die erste Versuchsplatte mit auffälligem Verlauf der Belastungskurve. Der durchhängende Bogen der Kurve bei bleibender Belastung könnte die Vermutung aufkommen lassen, daß durch einen Gußfehler (Überhitzung) die Kristallstruktur gelitten hatte, was die physikalischen Eigenschaften des Werkstückes zweifellos beeinträchtigen muß. So scheint es, als wirke in diesem Fall die Federkraft der ersten Deformie-

⁺⁾ Die Versuchsplatte war ein Wisil-Gußprüfkörper, der von Dr. H. Busser, Universitäts-Zahnklinik München, gegossen und ausgearbeitet wurde.

ung bei der Belastung im Sinne einer Entspannung entgegen. Bei der Entlastung aber schnellte der Prüfkörper über seine ursprüngliche Form hinaus zurück, um erst langsam wieder in die Ruhelage zurückzukehren.

Bei den beiden anderen Wisil-Gußprüfkörpern fielen diese letztgenannten Erscheinungen weg, wenn auch bei Entlastung jedesmal eine 'Unterzacke' unter die Nulllinie schnellte, was bei langsamer Entlastung natürlich nicht der Fall sein konnte (siehe Bild 55⁺).

Eine bleibende Deformierung beginnt andeutungsweise bei 6000 g Belastung sich einzustellen, die sich aber erst bei 7500 g deutlich markiert (siehe Bild 56).

Es ergibt sich daraus die Schlußfolgerung, daß die gegossenen Wisil-Gußprüfkörper trotz ihrer unterschiedlichen Stärken den geprägten Prüfkörpern überlegen sind, da gegenüber dem Remanit-Stahl eine fast doppelte und gegenüber den Wipla- und BH_3 -Stählen eine dreifache Kraft notwendig ist, um eine Dauerdeformierung zu erzielen. Der Remanit-Stahl weist allerdings bis 4500 g Belastung eine etwas geringere Durchbiegung auf als die gegossenen Wisil-Versuchsplatten.

In der graphischen Darstellung (siehe Bild 57) sind alle Stahlprüfkörper hinsichtlich ihrer Durchbiegung aufgezeichnet. Die bleibende Deformierung ist unberücksichtigt geblieben, d.h. bei einsetzender Dauerdeformierung hört jeweils die Kurve auf. Sämtliche Punkte, die die Kurve ergeben, sind Mittelwerte, wenn es sich um mehrere Versuchsplatten bei einer einzigen Stahlsorte handelt. Die Kurve VI setzt sich nur aus zwei Prüfkörpern zusammen, da eine Wisil-Versuchsplatte unter veränderten meßtechnischen Voraussetzungen (siehe +) auf Seite 75) der Prüfung unterzogen wurde.

) Der Kurvenausschlag stimmt bei Bild 54 und Bild 55 deshalb nicht überein, weil bei Bild 54 eine andere Meßbrücke zur Verfügung stand.

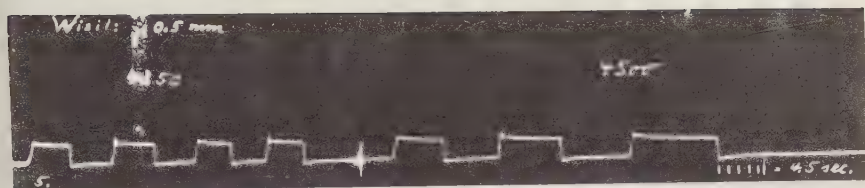


Abb. 54

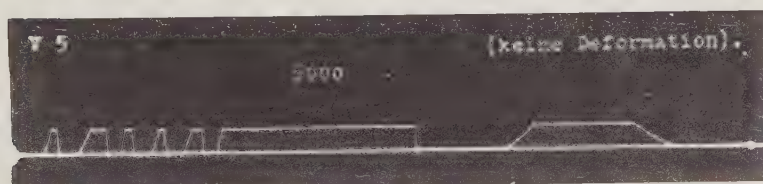


Abb. 55

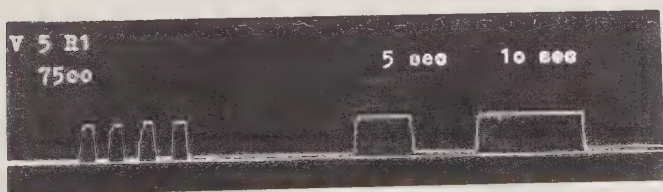


Abb. 56

Bereits im Labor konnten wir uns von der Güte dieser Legierung überzeugen, daß ein 6 - 7 maliges Pressen bei 95 to Druck (= über 400 kg/cm²) notwendig war, um einen formgetreuen Prüfkörper zu erhalten. Beide Platigo - Prüfkörper wurden vor dem Aufkleben des Dehnungsmeßstreifens durch Selbstvergütung gehärtet; dies erfolgte durch Glühen auf einer Asbestunterlage (nach Vorschrift 1 - 2 Min. bei Rotglut) und möglichst langsames Erkaltenlassen.

An dieser Stelle möge es ausreichen, nur von dem Platigo-Prüfkörper 0 12 zu berichten, da sich im Biegeverhalten kein wesentlicher Unterschied zu Platigo D 6 gezeigt hat.

Gleich zu Anfang der Versuche fiel auf, daß bei einer relativ geringen Belastung die Durchbiegung einen hohen Grad betrug (siehe Bild 58).

So zeigte sich denn auch bei 3000 g Belastung bereits beim ersten Versuch eine bleibende Deformierung. Erstaunlicherweise entstand diese jedoch nicht in der üblichen Art, sondern im Sinne einer Stauchung, (siehe Bild 59 und Bild 60). D.h., die Federkraft bei Platigo 0 12 ist so groß, daß sich bei ständiger, rascher Entlastung der Prüfkörper kraft seiner Elastizität über seine ursprüngliche Form hinaus im Sinne einer bleibenden Deformation verformte, (siehe Bild 59). Diese Erscheinung trat beim ersten Versuch nach 100 gewichtsmäßig um je 250 g gestaffelten, zeitlich verschiedenen Impulsen auf (pro Gewicht 9 Impulse). Bei weiter ansteigender Belastung bis 5000 g änderte sich dieses Bild nur noch durch vergrößerte Kurvenausschläge; die entgegengesetzte Deformierung blieb bestehen, ohne sich wesentlich mit der zunehmenden Belastung ebenfalls zu vergrößern (siehe Bild 60).

Zur Kontrolle unternahm ich mit demselben Prüfkörper eine zweite Versuchsreihe. Der Prüfkörper ruhte dabei 24 Stunden völlig unbelastet an Ort und Stelle, der Anschluß vom ersten Versuch her an die elektrische Apparatur war geblieben. Beim Einschalten des Lichtpunkt-Linienschreibers sprang der Lichtpunkt sofort in die ebenfalls unveränderte Nulllinie. Der Körper hat also in der Zwischenzeit wieder seine ursprüngliche Form zurückgewonnen.

Der folgende 2. Versuch verlief unter je 5 Impulsen nach dem Belastungsmodus: 2500, 3500, 4000, 4500, 5000, 5500 g. Eine höhere Belastung konnte nicht mehr erfolgen, da die Wölbung des Prüfkörpers durch die starke Durchbiegung bei 5500 g Belastung fast völlig aufgehoben war.

Bild 61 zeigt nach viermaligem Durchlaufen dieser Belastungsfolge immer noch keine bleibende Deformierung in irgendeiner Richtung.

Erst beim 6. Mal (siehe Bild 62) stellt sich die umgekehrte, bleibende Deformierung wieder ein, die sich nach weiteren drei Belastungsfolgen nur noch ganz gering verstärkte (siehe Bild 63).

Nach dem 9. gleichmäßig verlaufenden Versuch schwenkte ich mit dem Lichtpunkt in die Nullage ein (siehe Bild 63) und setzte die Versuchsreihe in der üblichen Reihenfolge fort. Diesmal erfolgte die erneut umgekehrte Dauerdeformierung bereits nach dem zweiten Versuch bei 4500 g Belastung; dann wurde zweimal innerhalb 50 sec mit 25 Impulsen der Prüfkörper einer Belastung von 5500 g ausgesetzt und anschliessend daran bei derselben einwirkenden Kraft einer Dauerbelastung über 60 sec (siehe Bild 64), was aber ebenfalls kein anderes Ergebnis zeitigte.

Bei einem zweiten Kontrollversuch nach weiteren 24 Stunden, nachdem wieder die Versuchsplatte unberührt angeschlossen blieb, sprang der Lichtpunkt nicht mehr in die Nullage. Die Deformierung von tags zuvor (siehe Bild 63) ist geblieben. Nach Einschwenken des Lichtpunktes in die alte Nullinie war erneut ein fünfmaliges Durchlaufen der Belastungsfolge (2500 - 5500 g mit je 5 Impulsen) nötig, um die umgekehrte, jetzt auch bereits an der Versuchsplatte selbst mit freiem Auge erkennbare Dauerdeformierung zu erhalten.

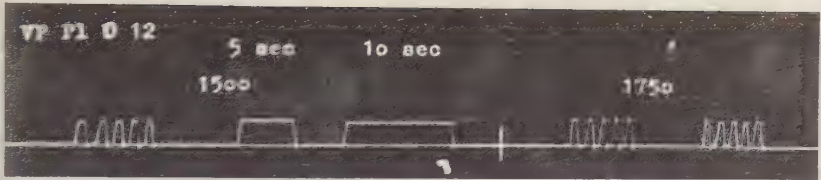


Abb. 58

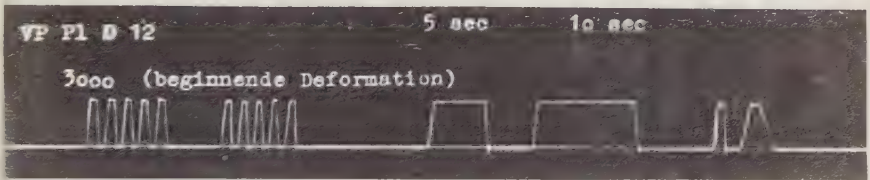


Abb. 59

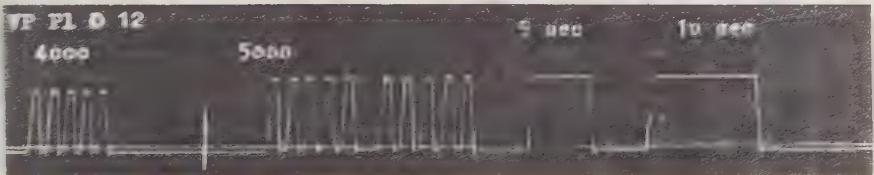


Abb. 60

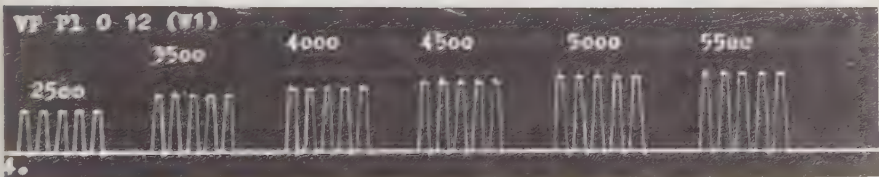


Abb. 61

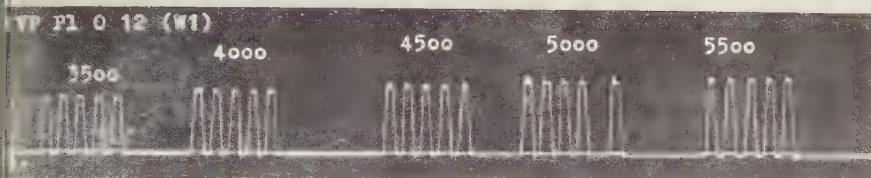


Abb. 62

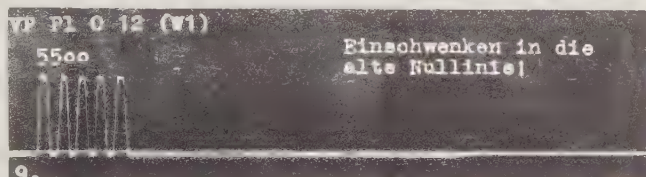


Abb. 63

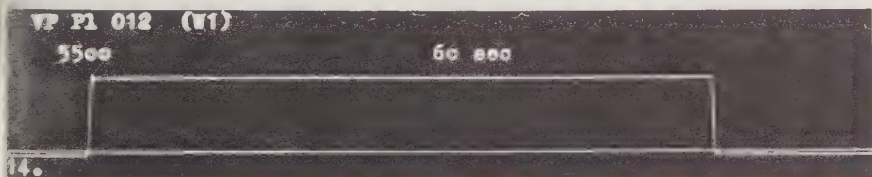


Abb. 64

. Versuchsreihe: Vergleich zwischen Prüfkörpern und ganzen
 Prothesen.

Zum Abschluß dieser Arbeit möge eine letzte Versuchsreihe dazu dienen, einen Vergleich zu erbringen zwischen den prothesenähnlich geformten Versuchskörpern und ganzer Prothesen. Ich verwendete dazu zwei totale OK-Stahiprot esen. Die erste wurde aus BH_3 -Stahlblech, 0,5 mm, geprägt und mit 14 Kunststoffzähnen versehen. Die zweite ^{+) war aus}

^{+) Die geprägte Wipla-Platte wurde uns von Dr. Dr. J. Jantzen, Essen, zur Verfügung gestellt.}

Wipla-Blech geprägt, allerdings gedoppelt, sodaß sie also einmal in der Dicke einer geringen Schwankung unterworfen war, außerdem aber auch einer vom werkstoffkundlichen Standpunkt jedenfalls ungünstigen Wärmebehandlung ausgesetzt war. Letztere Prothese wurde nur als Stahlplatte ohne Zähne und Kunststoff auf Durchbiegung belastet.

Um nun einen Vergleich zwischen den Versuchsplatten und ganzen Prothesen anstellen zu können, wurde zuerst jeweils die totale Prothese oder Platte der Belastung unterworfen, dann wurde von frontal nach dorsal Stück um Stück abgesägt, siehe Bild 65.

Der Meßstreifen war bei der BH_3 -Stahlprothese dorsal 3 mm vom Rand entfernt aufgeklebt, bei der Wipla-Stahlplatte waren dagegen zwei Meßstreifen, einer frontal in der Gegend zwischen 43/34, der andere zwischen 76/67, angebracht. -- Man kann daraus bereits ersehen, welche Möglichkeiten uns bei der Verwendung des Meßstreifens in die Hand gegeben sind, um Prothesen im Mund des Patienten während der Beanspruchung zu beobachten.

a) Die BH_3 - OK - Stahlprothese :

Die Belastung erfolgte immer im Bereich von 76/67; der Querbalken des Belastungsstempels lag auf beiden Seiten auf den Molaren. Die Prothese selbst ruhte dabei auf einem von frontal bis dorsal durchgehenden, 7 mm breiten Gipssockel als Lager.

Die erste Messung, bei der also die totale Prothese mit ihrem geschlossenen Bogen belastet wurde, ergab so geringe Werte (ähnlich wie in Bild 21), daß sich ein Bild davon erübrigen läßt. Die Ausschläge waren bei 15000 - 25000 g $1/2$ - 1 mm groß. Genau dasselbe Kurvenbild erhielten wir auch bei Messungen von totalen Kunststoffprothesen im Mund während der Funktion.

Die zweite Messung erfolgte unter denselben Bedingungen wie die erste, nur mit dem Unterschied, daß der geschlossene Bogen der totalen Prothese durch Absägen des Frontzahnanteils 21/12 in einen offenen Bogen umgewandelt wurde. In Bild 65 sehen wir diesen kleinen, abgetrennten

Teil; und Bild 66 zeigt uns bereits bei einer Belastung mit 10000 g eine beginnende bleibende Deformierung. Wie sehr die Auflösung des geschlossenen Bogens die Stabilität beeinflusst, wird augenscheinlich, wenn man sich neben einer Kurve aus Bild 66 eine zweite von 1 mm Höhe dazu-denkt, wobei die kleine Kurve bei einer Belastung von 25000 g (= ein halber Zentner!) die Durchbiegung der totalen Prothese mit geschlossenem Bogen angeben würde.

Bild 67 zeigt die Durchbiegung an, nachdem der offene Bogen nur um einen geringen Teil -- nämlich um $\frac{3}{3}$ (siehe Bild 65) -- vergrößert worden war. Kurvenausschläge und bleibende Deformierung entsprechen hier bei 5000 g denen von Bild 66 bei 10000 g.

Bild 68 stellt die Messung dar, nachdem noch zusätzlich die beiden Prämolaren $\frac{4}{4}$ abgesägt worden waren. In diesem Fall tritt die bleibende Deformierung deutlich bereits bei 3000 g Belastung ein.

Bei der 3. und 4. Messung ist das Meßobjekt einer partiellen, doppelseitigen Freiidprthese ziemlich gleichzusetzen. Außerdem sieht es in etwa meinen Versuchskörpern ähnlich. Natürlich ist im Mund infolge der andersartigen Beschaffenheit des Prothesenlagers der Grad der Durchbiegung ein bedeutend geringerer, sodaß es nicht zu einer Dauerdeformierung kommen kann. Aber der Versuch zeigt deutlich, in welch steigendem Masse im Gegensatz zur totalen Prothese bei Verringerung der Prothesenbasis eine kleinere Kraft ausreicht, um die Prothese zu deformieren. Mit anderen Worten: es genügt bei einer partiellen Prothese, je nachdem um welchen Prothesentyp es sich handelt, eine kleine Kraft, um schädliche Schubkräfte auf Restgebiß und Knochenunterlage entstehen zu lassen. An dieser Stelle sei nur erwähnt, daß wir ebenfalls mit Hilfe des Dehnungsmeßstreifens diese horizontalen Bewegungen von Prothesen während ihrer Funktion im Munde feststellen konnten.

b) Die gedoppelte Wipla - Stahlplatte :

Der Versuch mit der Wipla-Stahlplatte soll deshalb zum Abschluß erläutert werden, weil einmal zwei Meßstreifen aufgeklebt worden sind, sodaß gleichzeitig die Durchbiegung dorsal und frontal beobachtet werden

kann, zum andern deshalb, weil der Kurvenverlauf wieder eine Störung der Elastizitätskraft anzeigt, was ich auf die Verarbeitungsweise zurückführe, da diese Platte gedoppelt wurde. Ich möchte aber betonen, daß dieser Versuch nicht mit dem vorherigen verglichen werden kann, da sich beide Platten in der Größe und Dicke unterscheiden, außerdem war bei der BH_3 -Prothese der geschlossene Bogen infolge des Kunststoffanteiles wesentlich verstärkt.

Die Versuchsanordnung war jedoch dieselbe. Als Lager diente wiederum ein schmaler Gipssockel von 8 mm Breite, der Belastungstempel ruhte im Molarenbereich auf der Platte selbst. In den beiden nachfolgenden Bildern 69 und 70 entspricht die untere, größere Kurve der dorsalen, die obere, kleinere Kurve der frontalen Durchbiegung.

Bild 69 zeigt die Durchbiegung der ganzen Platte bei 7000 g Belastung. Außerdem besagt der durchhängende Bogen der Kurven während der Belastung (siehe die beiden Impulse zu 5 und 10 sec) und Entlastung, daß die Federkraft gestört sein muß, was sich auch im Rückstellungsvermögen bemerkbar macht. Dieselbe Erscheinung fand sich auch bei der gegossenen Wisil-Versuchsplatte (siehe Abb. 54).

Bild 70 bringt die Messung, nachdem der geschlossene Bogen der ganzen Platte nur um ein kleines Stück (siehe Bild 65) in einen offenen Bogen verwandelt wurde. Bei gleicher Belastung erleben wir naturgemäß eine stärkere Durchbiegung und eine noch mehr gestörte Elastizitätskraft.

Der nach dem zweiten Durchsägen übriggebliebene, dorsale Teil der Platte war so schwach, daß er sich bereits beim ersten Belastungsimpuls mit 1000 g stark bleibend deformierte.



Abb. 65

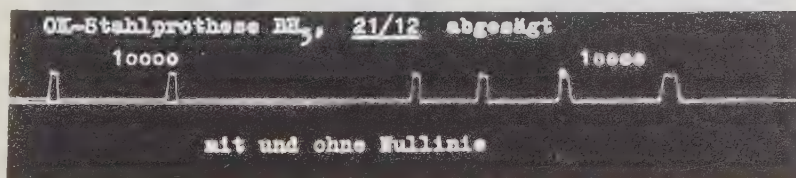


Abb. 66

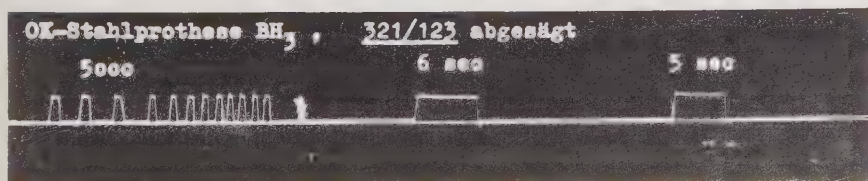


Abb. 67



Abb. 68

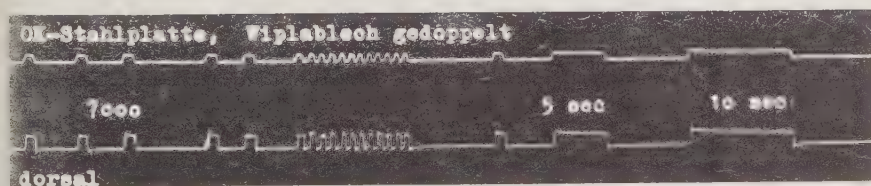


Abb. 69

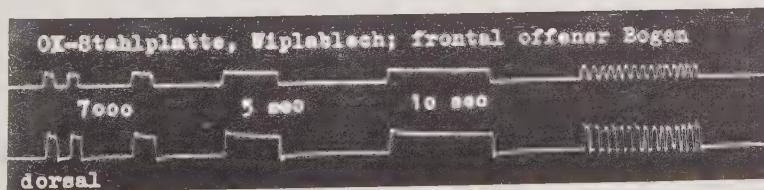


Abb. 70

IV. Z U S A M M E N F A S S U N G

=====

Die Untersuchungen über die Biegefähigkeit und das Biegeverhalten verschiedener Prothesenwerkstoffe sind in der von mir aufgezeigten Form in erster Linie von werkstoffkundlichem Interesse. Der Faktor "Durchbiegung" ist aber auch, wie mehrmals darauf hingewiesen wurde, ein prothetisches Problem, welches mit dem Dehnungsmeßstreifen beobachtet und aufgezeigt werden kann. Deshalb wurde im Anschluß an eine kurze Zusammenstellung verschiedener Prüf- und Meßmethoden der heutigen Prothesenwerkstoffe eine genaue Beschreibung des Dehnungsmeßstreifens und seiner Verwendungstechnik vorgenommen, da wir mit seiner Hilfe in der Lage sind, neben extraoralen Materialprüfungen zum ersten Mal exakt intraorale Messungen durchzuführen.

Als Resultat meiner Untersuchungen, die bei normaler Zimmertemperatur und im trockenen Milieu stattgefunden haben, möchte ich auf die Möglichkeit der graphischen Aufzeichnung der Biegefähigkeit von Kunststoffkörpern verschiedener Dicken hinweisen, auf die Verbesserung der Stabilität eines Körpers infolge einer Randverstärkung und auf die Darstellung des Biegeverhaltens. Dabei hat sich gezeigt, daß Kunststoffkörper, die alle unter denselben Bedingungen hergestellt worden sind, sich naturgemäß je nach ihrer Dicke zwar verschieden stark durchbiegen, daß aber jeder Versuchskörper auch nach längerer und hoher Belastung in seine ursprüngliche Ausgangsform zurückkehrt. Ganz im Gegensatz dazu erbrachten die Versuche mit Stahlprüfkörpern den Beweis einer schneller und leichter erreichbaren Dauerdeformierung. Dabei erwiesen sich die gegossenen Prüfkörper den geprägten überlegen. Von den geprägten Prüfkörpern waren die aus Remanit-Stahl am stabilsten, während Wipla- und BH_3 -Stähle größere Deformierbarkeit besitzen.

In der letzten Versuchsreihe konnte ich zeigen, inwieweit die geschlossene Form einer totalen Prothese mehr Widerstand einer Durchbiegung entgegensetzt als eine meinen Prüfkörpern ähnliche Form der Prothesenbasis, wie sie vielfach den partiellen Prothesen eigen ist.

Übertragen wir dies in das Gebiet der eigentlichen Zahnersatzkunde, so kann als Forderung aus diesen Ergebnissen gestellt werden, daß vor allem partielle Prothesen aus geprägtem Stahlblech bei einem noch größeren Bestand an Restzähnen in ihrer Indikation sehr einzuschränken sind. Im übrigen kann ich mich hinsichtlich der Schonung und Erhaltung von Restzähnen, Paradentien, Schleimhaut und Knochengewebe ebenfalls der heute allgemein, wenn auch aus anderen Gründen, gültigen These anschließen, die Prothesenbasis nach Möglichkeit auszudehnen, und ich möchte sogar mit einer zusätzlichen Forderung diese Arbeit beenden, indem ich glaube, daß einem Prothesenneuling mit einer in seinen kritischen Partien verstärkten Prothese auf die Dauer gesehen mehr geholfen ist als mit einem grazilen, dafür nachgiebigeren Ersatz.

Mein größter Dank gilt Herrn Professor Dr. H. van T h i e l für die Überlassung des Themas, vor allem aber auch für die große Unterstützung bei fast täglich auftretenden Schwierigkeiten und Engpässen in der Durchführungstechnik der Versuche, außerdem für die Bereitstellung der gesamten Meßapparatur und für die beträchtlichen finanziellen Zuwendungen, die durch den trotz größter Vorsicht eingetretenen Verschleiß von Meßstreifen notwendig wurden, um zu einem abschließenden Endergebnis kommen zu können.

Dank sagen möchte ich meinem treuesten Mitarbeiter, Herrn H. B u s l , Technikermeister an unserer Klinik, der mir ein ganzes Jahr unermüdlich bei allen technischen Dingen mit Rat und Tat zur Seite stand.

Für die freundliche Überlassung der Wipla- und Wisil-Prüfkörper danke ich Herrn Dr. Dr. J. J a n t z e n , Essen; ebenso der Firma Walter u. Schmitt, Schwäbisch-Gmünd, für das zur Verfügung gestellte Platigo-Blech.

LITERATURVERZEICHNIS

=====

1. Appenzeller "Materialprüfungen an Zahnprothesen-
kunststoffen"
SMfZ 56.6, 1946
2. Bauer "Aufbau und Eigenschaften von Dental-
kunststoffen"
Kunststoffe 38. Jg., Heft 10
3. Bauer "Die Polymerisation in der Zahnheil-
kunde"
Der Zahnarzt, 1949, S. 70-77
4. Dolder "Physikalische Werkstoffprüfungen an Zahn-
prothesen im Laboratorium und am Patien-
ten"
SMfZ. 53.5.435 (1943), 55.7.(1945)
5. Falck "Einführung in die Werkstoffkunde für
Zahnärzte"
Verlag C. Hanser, München 1948
6. Fa. Huggenberger "Anweisungen zum Aufkleben des Tepic-
Meßstreifens"
Ausgabe Mai 1954
7. Gitzelmann "Physikalische Werkstoffprüfungen an
zahnärztlichen Akrylat-Kunststoffen"
Diss. Zürich, 1953
8. Haefeli u. Gerlach "Aufbau und Eigenschaften von Dental-
kunststoffen"
SMfZ 57/779-817, 1947

9. Henkel "Chemie, Physik und Technologie zahn-
ärztlicher Kunststoffe"
Verlag Barth, Leipzig 1949
10. Junk "Unerwünschtes in der Kunststofftechnik"
ZR 1947 / Nr. 18
11. Keiner "Gestaltung einer Prüfmaschine für die
Ermittlung von Festigkeitswerten zahn-
ärztlich verwendeter und geformter
Stoffe nach dem spannungsoptischen
Verfahren im Scheine der besonderen
physikalischen und medizinischen Gesetz-
mäßigkeiten unseres Faches"
Med. Diss. Kiel 1950
12. Münzer "Experimentelle Untersuchungen über die
Dauerbiegefestigkeit des schnellhärtenden
Kunststoffes im trockenen und feuchten
Zustand"
Med. Diss. Kiel 1954
13. Koch "Dehnungsmeßstreifen - Meßtechnik"
Philips' Gloeilampenfabrieken - Eindhoven -
Holland, 1951
14. Pabst "Kunststoff-Taschenbuch"
Berlin 1941 und 1942
15. Miersch "Messungen von Deformationen bei zahn-
ärztlichen Prothesen aus Paladon nach
verschiedenen Polymerisationsmethoden"
Diss. Berlin 1952
16. Ostojic "Ritz- und Schleifhärteprüfungen an
Kunststoffzähnen"
Diss. Köln 1952

17. Rink "Studien über die Polymerisation und die Mängel der heutigen Verarbeitungsweise der Kunststoffe"
DZZ, 7, 1293, 1952
18. Santorik "Neue Untersuchungen über sog. selbst-polymerisierende Kunstharze"
SMfZ 60, 1198, 1950
19. Schroeder "Die Eignung der Metakrylate als Prothesenstoffe im Lichte neuerer Untersuchungen"
SMfZ. 63, 961/1068, 1953
20. Schroeder "Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen"
SMfZ. 62, 1108, 1952
21. Sellbach "Geschichte, Theorie und Praxis naßverarbeiteter Kunststoffe"
DZZ 1948 / S. 679 - 693
22. Spreng "Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am Kunststoff 'Palapont'"
SMfZ. 53, 3, 1943
23. Spreng "Mitteilungen über Auflösungserscheinungen an den Kunststoffen 'Paladon' und 'Selitrol'"
SMfZ. 53, 12, 1943
24. Strack "Über die biologische Indikation der Prothesenbasisstoffe"
DZW 1940 / Heft 34
25. van Thiel "Der Zahnersatz, Übel und Wohltat der Zivilisation" Antrittsvorlesung, gehalten vor der Hohen Medizinischen Fakultät der Universität München am 18.7.56

26. van Thiel "Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen" Vortrag, gehalten in der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde anlässlich des 13. Deutschen Zahnärztetages in München am 21.8.1956
27. van Thiel "Vorlesung: Werkstoffkunde, II. Teil (Nichtmetalle)" Zahnklinik München, Sommersemester 1956
28. van Thiel "Klinische Vorlesung" Zahnklinik München, Wintersemester 1956/57
29. Tromlitz "Welchen Einfluss hat die Polymerisationszeit und -Temperatur auf die Festigkeitseigenschaften zahnärztlich verwendeter Kunststoffe" Med. Diss. Kiel 1950
30. Uhlig "Über die Dauerbiegefestigkeit metallverstärkter Kunststoffe" DZZ 6, 707, 1951
31. Uhlig "Über die Blasenbildung bei der Paladonpolymerisation" DZZ 6, 1387, 1951
32. Uhlig "Bedeutung und Anwendungsbreite der Metacrylate in der Zahnheilkunde unter besonderer Berücksichtigung ihrer Dauerbiegefestigkeit im Lichte werkstoffkundlicher und klinisch-prothetischer Betrachtungen" Habilitationsschrift, Kiel 1951

33. Weikart "Leitfaden für zahnärztliche Materialienkunde"
Carl Hanser-Verlag 1948
34. Wild "Über Zusammensetzung, Verarbeitung und
Struktur der zur Herstellung von Prothesen am
meisten gebrauchten Akrylate"
SMfZ 57, 905, 1947
35. Houwink zitiert nach Uhlig (Habilitationsschrift)
36. Staudinger zitiert nach Gerlach
37. Wild zitiert nach Uhlig
38. v. Kahlbaum
Röhm zitiert nach Bauer und Selbach
v. Pechmann
39. Kuck "Über die Verfärbung von Paladonprothesen
und ihre Regeneration"
ZWR 1956, Nr. 10

L E B E N S L A U F

=====

Am 3. Januar 1931 wurde ich als Sohn des Zahnarztes
Hans S t e i g e r in Eggenfelden/Niederbayern geboren.

Nach Besuch von 4 Klassen der Volksschule in Eggenfelden
von 1937 - 1941 besuchte ich von 1941 - 1950 das Human-
istische Gymnasium in Passau.

Im Wintersemester 1950/51 begann ich an der Universi-
tät München das Studium der Zahnheilkunde. Am 27. Ok-
tober 1952 bestand ich die zahnärztliche Vorprüfung und am
15. Juli 1954 das zahnärztliche Staatsexamen, beides mit
der Note "gut".

Seit dem 15. Juli 1954 bin ich als Assistent an der Zahn-
klinik der Universität München tätig; am 1. April 1956
bin ich mit der Verwaltung der Dienstgeschäfte eines wis-
senschaftlichen Assistenten betraut worden.

Hans S t e i g e r

